



Simulation mécanique pour l'analyse ergonomique des postes de travail : cas du coude et de l'avant-bras

Charles Pontonnier

► To cite this version:

Charles Pontonnier. Simulation mécanique pour l'analyse ergonomique des postes de travail : cas du coude et de l'avant-bras. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Rennes 1, 2010. Français. NNT : . tel-00538688

HAL Id: tel-00538688

<https://theses.hal.science/tel-00538688>

Submitted on 23 Nov 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THÈSE / UNIVERSITÉ DE RENNES 1
sous le sceau de l'Université Européenne de Bretagne

pour le grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE RENNES 1

Mention : Mécanique
Ecole doctorale MATISSE

présentée par

Charles Pontonnier

préparée à l'unité de recherche UMR 6074 - IRISA
Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires
Université de Rennes 1

**Simulation mécanique
pour l'analyse
ergonomique des
postes de travail :
cas du coude et de
l'avant-bras**

**Thèse soutenue à Rennes
le 12/11/2010**

devant le jury composé de :

Bruno ARNALDI

Professeur des Universités - INSA de Rennes

Laurence CHEZE

Professeur des Universités - Université Lyon 1

Eric BERTON

Professeur des Universités - Université de la Méditerranée

Mark DE ZEE

Research Assistant Professor - Aalborg University

Damien CHABLAT

Chargé de Recherche / HDR - Ecole Centrale de Nantes

Thierry BALANNEC

Ingénieur Expert - CARSAT Bretagne

Georges DUMONT

Maitre de Conférences / HDR - ENS de Cachan
Bretagne / directeur

Remerciements

Je tiens à remercier Georges Dumont, qui m'a permis de réaliser ces travaux dans les meilleures conditions. Il m'a toujours poussé dans la bonne direction.

Je remercie également l'équipe BUNRAKU dans son ensemble, pour tous les moments partagés, aussi agréables que variés.

Je remercie ma famille pour son soutien, et enfin Julie, pour son amour.

Table des matières

1	Introduction : Contexte et enjeux	7
1.1	Du besoin d'outils d'évaluation ergonomique des postes de travail	7
1.2	Troubles Musculo-Squelettiques : définition	8
1.3	La prévention des TMS par l'analyse des postures et du mouvement	9
1.4	Enjeux et objectifs de cette thèse	11
2	Simulation musculo-squelettique : analyse de l'existant	13
2.1	Quelques modèles biomécaniques du bras	13
2.2	Estimation des efforts musculaires	15
2.2.1	Méthodes directes	15
2.2.2	Méthodes inverses	16
2.2.3	Méthodes mixtes	18
2.3	Conclusion et points clefs	19
3	Données anatomiques et physiologiques	21
3.1	Anatomie	21
3.1.1	Définitions et conventions de l'anatomie	21
3.1.2	Anatomie du coude et de l'avant-bras	24
3.2	Anthropométrie	26
3.3	Physiologie musculaire	27
3.3.1	Description physiologique du système neuromusculaire	27
3.3.2	Modèles physiologiques des muscles	29
3.4	Conclusion	33
4	Modèle biomécanique du bras et estimation des efforts musculaires par dynamique inverse	35
4.1	Introduction	35
4.2	Capture de mouvements	36
4.2.1	Méthodologie de capture	36
4.2.2	Traitement des données	37
4.3	Cinématique inverse	40
4.3.1	Modèle cinématique	40
4.3.2	Algorithme de cinématique inverse	41
4.4	Dynamique inverse	43
4.4.1	Modèle dynamique	44
4.4.2	Algorithme de dynamique inverse	45
4.5	Estimation des efforts sous contraintes	46
4.5.1	Modèle musculo-squelettique	46
4.5.2	Optimisation sous contraintes	51
4.6	Résultats et discussion	54
4.6.1	Évaluation de la cinématique inverse	54
4.6.2	Évaluation de la dynamique inverse	57
4.6.3	Évaluation de l'estimation d'efforts	59
4.7	Conclusion générale	62

5	Ajout d'une contrainte de co-contraction	65
5.1	Quelques précédents dans la littérature biomécanique	65
5.2	Principe	67
5.3	Protocole expérimental	68
5.3.1	Principe général de l'expérimentation	68
5.3.2	Sujets	68
5.3.3	Matériel	69
5.3.4	Capture de mouvements :	70
5.3.5	EMG :	70
5.3.6	Guide visuel :	70
5.3.7	Mouvements testés :	72
5.4	Traitement des données EMG	72
5.5	Construction de la contrainte	74
5.5.1	Construction <i>Sujet x/Sujet x</i> , Objectif n°1	74
5.5.2	Construction <i>Sujet (x,y)/Sujet z</i> , Objectif n°2	74
5.6	Résultats <i>Sujet x/Sujet x</i> , Objectif n°1	77
5.6.1	A propos des résultats	77
5.6.2	Exemples de résultats	77
5.6.3	Comparaison des résultats pour les sujets 1 à 4 sur l'ensemble des mouve- ments testés	79
5.7	Résultats <i>Sujet (x,y)/Sujet z</i> , Objectif n°2	82
5.7.1	Exemples de résultats	82
5.7.2	Comparaison des résultats pour les sujets 5 à 8 sur l'ensemble des mouve- ments testés	84
5.8	Discussion	86
5.9	Conclusion	89
6	Estimation des efforts musculaires par interpolation	91
6.1	Introduction	91
6.1.1	Principe	91
6.2	Approche théorique	91
6.3	Méthodologie expérimentale	92
6.4	Interpolation intra-sujet	94
6.4.1	Construction de la base de données	94
6.4.2	Interpolation des efforts	96
6.4.3	Résultats et discussion	96
6.5	Interpolation inter-sujets	100
6.5.1	Méthode	101
6.5.2	Résultats et discussion	102
6.6	Conclusion	104
7	Définition et utilisation d'un critère ergonomique d'efforts	107
7.1	Introduction	107
7.2	OREGE	107
7.2.1	Contenu	108
7.2.2	Évaluation des efforts	108
7.2.3	Évaluation des positions articulaires	109
7.2.4	Évaluation de la répétitivité	109
7.2.5	Synthèse	110
7.2.6	Et notre critère dans tout ça ?	111
7.3	Définition du critère d'efforts	111
7.4	Exemple d'utilisation sur un sujet	112
7.4.1	Protocole expérimental	112
7.4.2	Quelques exemples de résultats	113
7.4.3	Évolution à vitesse constante en fonction de la charge	115
7.4.4	Évaluation à charge constante de la vitesse d'exécution	117

7.4.5	Discussion	120
7.4.6	Conclusion	121
8	Conclusion générale	123

Chapitre 1

Introduction : Contexte et enjeux

Ce premier chapitre a pour vocation de présenter le contexte des études présentées dans cette thèse et les enjeux, en d'autres termes, l'intérêt de ces travaux.

1.1 Du besoin d'outils d'évaluation ergonomique des postes de travail

La conception des postes de travail a un impact direct sur les conditions de travail. L'ergonomie de ces postes prend une place de plus en plus importante dans leur conception, car c'est un facteur de productivité essentiel. En fait, l'apparition de troubles musculo-squelettiques (*TMS*) chez un opérateur en industrie est souvent une conséquence directe de l'ergonomie du poste (Figure 1.1).

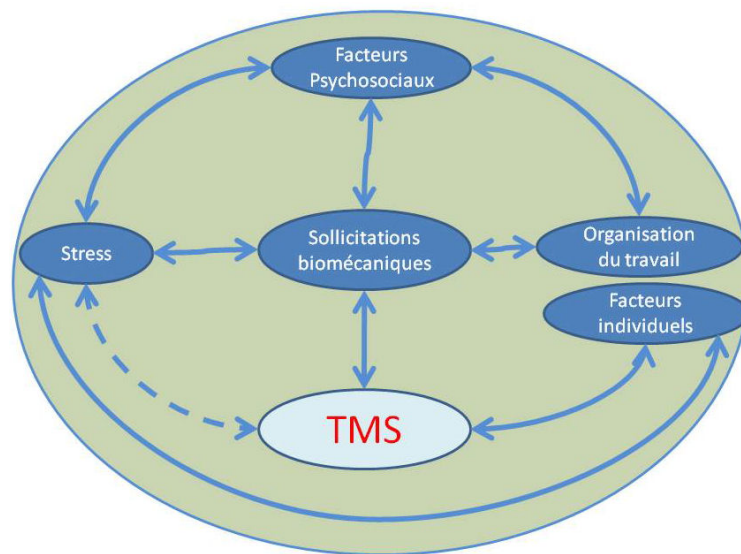


FIG. 1.1 – *Modèle de la dynamique d'apparition des TMS (Source : INRS).*

Les TMS vont évidemment affecter la santé du travailleur, mais également diminuer la productivité de l'entreprise. En France, l'augmentation des TMS au travail est significative (voir figure 1.2) depuis l'introduction du tableau 57 en Septembre 1991 dans la législation des maladies professionnelles (Aptel and Aublet-Cuvelier [2005]). Le tableau 57 est le tableau regroupant les troubles péri-articulaires liés à certains gestes professionnels et certaines postures. Il inclut notamment les articulations du membre supérieur et certains troubles du dos. Le tableau 57 est présenté en annexe de ce manuscrit. L'augmentation constante du nombre de TMS dans la part des maladies professionnelles est un sujet d'actualité majeur (Ha [2010]).

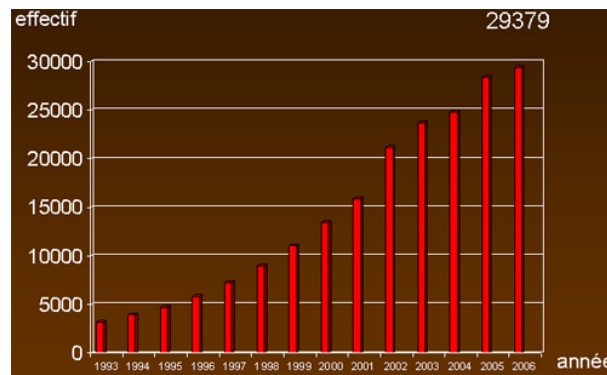


FIG. 1.2 – Évolution des TMS déclarées au régime général des maladies professionnelles en France (Source : INRS¹).

Dans ce contexte, il semble clair que l'évaluation ergonomique des postes de travail est nécessaire. Mais cette démarche a un coût. En effet, la majorité des études ergonomiques se font a posteriori, c'est-à-dire une fois l'apparition de TMS avérée sur le poste, ou alors a priori sur des maquettes physiques à l'échelle du poste en conception, ce qui peut s'avérer une solution coûteuse.

Notre idée est de pouvoir exploiter des outils d'évaluation ergonomique lors du process de conception du poste, en utilisant des outils de Réalité Virtuelle (*RV*). Nous voulons permettre au futur opérateur de se mettre en situation de travail devant un poste virtuel et obtenir des informations pertinentes sur les postures et les mouvements qu'il réalise en poste. Une fois analysées par un professionnel (un *ergonome*), ces informations sont utiles pour améliorer l'ergonomie du poste et la qualité des gestes de l'opérateur (Chedmail et al. [2002]). La figure 1.3 illustre le principe général d'amélioration des postes de travail à l'aide d'outils de réalité virtuelle.

1.2 Troubles Musculo-Squelettiques : définition

Sur le site du laboratoire de Biomécanique et d'Ergonomie de l'INRS, les TMS sont présentés de la manière suivante :

"[...]/La symptomatologie clinique des TMS est pauvre et la douleur en est souvent le seul signe. Les TMS affectent principalement les muscles, les tendons et les nerfs, c'est-à-dire des tissus mous. Au niveau musculaire, la principale contrainte est la force. Cette contrainte peut engendrer une fatigue musculaire. Sur les tendons, les principales contraintes mécaniques qui s'exercent sont les forces de traction développées par le muscle lors des efforts musculaires ainsi que des frottements et des compressions contre des tissus adjacents. Il peut en résulter des inflammations du tendon (tendinite) ou du tendon et de sa gaine (ténosynovite). Pour les nerfs, la compression est la principale contrainte mécanique. La pathologie la plus répandue est le syndrome du canal carpien.[...]"

Dans cette définition, les TMS sont explicitement liés aux efforts développés par les muscles. Ceci implique qu'une connaissance de ces efforts est une donnée essentielle quant à la prévention des TMS. En d'autres termes, si l'on peut quantifier ces efforts, on est capable d'évaluer un mouvement et donc de le corriger pour limiter, par exemple, la fatigue musculaire associée.

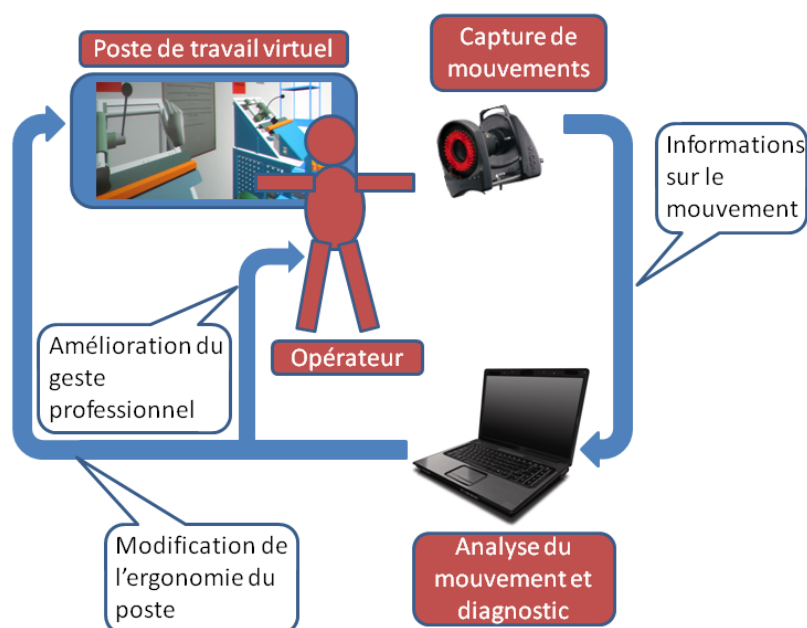


FIG. 1.3 – Principe d'utilisation d'une plateforme de réalité virtuelle pour l'amélioration de l'ergonomie des postes de travail.

1.3 La prévention des TMS par l'analyse des postures et du mouvement

Il existe actuellement un certain nombre de méthodes d'évaluation ergonomique des conditions de travail. Si il est difficile d'en faire une liste exhaustive, nous pouvons au moins identifier trois grandes familles d'évaluation actuellement utilisables par les ergonomes :

- **Les questionnaires (*Checklists*)** : Généralement constitués de questions fermées (réponse oui/non), les questionnaires sont historiquement les premières méthodes utilisées par les ergonomes pour évaluer des conditions de travail. La dimension psychologique étant un facteur déterminant du point de vue ergonomique, ces questionnaires sont extrêmement utiles. Parmi les plus récentes avancées dans le domaine, on peut citer le *Quick Exposure Check* (QEC, Li and Buckle [1998]) qui consiste en un questionnaire proposé à l'opérateur et qui mêle des questions qualitatives ("La charge que vous portez vous paraît-elle légère, lourde, très lourde?") à des questions quantitatives ("Combien de temps consacrez-vous en moyenne à cette tâche? Moins de deux heures, de deux à quatre heures, plus de quatre heures..."). L'analyse des réponses permet d'estimer un facteur de risque (*Faible, Moyen, Elevé*) de TMS pour différentes parties du corps. L'analyse peut-être réalisée avant et après modification du poste afin de déterminer le gain en terme d'ergonomie. Dans la même veine, on peut également citer le questionnaire développé par l'agence gouvernementale américaine "Occupational Safety and Health Administration (OSHA)", proposée par Silverstein et al. [1997]. Le principe de cette évaluation est de déterminer la tâche la plus contraignante dans le travail de l'opérateur et d'évaluer cette tâche à l'aide d'un questionnaire. Si ces méthodes sont intéressantes en première approche, elles ne permettent pas d'identifier en détail les problèmes afférents au poste. Souvent, une tâche complexe se décompose en un certain nombre de tâches simples, et il est difficile

par les questionnaires de mettre en évidence la tâche spécifique qui pose réellement problème.

- **Les grilles d'évaluation posturale :** Ces méthodes sont extrêmement populaires car elles sont simples d'utilisation et permettent une évaluation rapide des postures sur le poste de travail. Elles sont très nombreuses, c'est pourquoi nous nous bornerons à parler des plus reconnues. Les grilles d'évaluation permettent d'évaluer des postures en attribuant des scores à chaque articulation fonctionnelle (plus le score est élevé, plus la posture est inconfortable). Les plus connues sont la méthode RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*, McAtamney and Corlett [1993]) et son extension REBA (*Rapid Entire Body Assessment*, Hignett and MacAtamney [2000]). L'immense intérêt de ces méthodes réside dans leur application directe. Visuellement, un ergonome est capable de calculer le score associé à une posture (par ailleurs, la radicalité de certains scores fait débat, puisque le score peut passer de 1 à 0 pour une différence d'un degré sur une articulation, ce qui laisse une large part d'interprétation) en s'accordant une marge de pondération liée aux conditions (rapidité du mouvement, type de charge...). On peut également évaluer les postures à partir de données issues de capture de mouvement ; un ergonome peut alors analyser en temps réel les successions de postures sur un poste. A ce sujet, on peut citer la plateforme Ergo-Wide³ (développée par CLARTE² et mise en exploitation par la société *Didhaptic*³) qui permet une évaluation instantanée des postures sur un opérateur mis en situation devant un poste de travail virtuel. Ces méthodes permettent une évaluation des postures, ce qui est intéressant dans une approche s'intéressant à l'ergonomie physique, mais ne permettent pas d'analyser ce qui se produit entre les différentes postures, c'est à dire le mouvement. C'est une remarque extrêmement importante car c'est cela qui va nous intéresser par la suite.
- **L'évaluation des gestes :** Analyser les efforts musculaires ou articulaires pour évaluer l'ergonomie d'un mouvement est une idée séduisante, qui reste encore largement au stade de la recherche. Avant de parler des méthodes mettant en jeu des informations issues de simulations, nous pouvons citer la méthode par questionnaire mise au point par l'INRS, OREGÉ (Outil de Repérage et d'Évaluation des GEstes, Aptel et al. [2000a]). Cette méthode est basée sur les comparaisons des 3 facteurs déterminants pour un geste (Effort, positions articulaires, répétitivité), évalués par un ergonome et par l'opérateur, et permet d'obtenir des informations sur la pénibilité des gestes, et donc inclure des informations dynamiques permettant de compléter les informations posturales. OREGÉ présente un premier compromis pour l'évaluation des gestes, basé sur les normes européennes de sécurité au travail. Le domaine de la biomécanique apporte également de plus en plus d'outils de simulation pour pouvoir analyser les mouvements. Actuellement, plusieurs critères d'évaluation des efforts ont été proposés, notamment la *Muscle Activity Envelope* qui consiste à regarder l'activité du muscle le plus sollicité au niveau d'une articulation et à travailler à faire baisser cette activité en modifiant le poste (de Zee and Rasmussen [2009]). Il existe également de nombreux modèles de prise en compte de la fatigue musculaire, permettant donc d'évaluer le confort d'un poste à partir d'une évaluation de cette fatigue. Nous ne pouvons pas tous les citer, car ce n'est pas le propos de cette thèse, mais les modèles de fatigue actuels sont assez bien présentés dans l'article de Ma et al. [2009]. Tout l'intérêt de la prise en compte des efforts est que cela conduit à une analyse dynamique, c'est à dire du mouvement en lui même. C'est ainsi que l'on peut apporter un complément d'information aux analyses posturales. C'est par ailleurs dans cette direction que vont les recherches sur le sujet, à l'image du framework global d'évaluation des gestes proposé par Ma et al. [2010].

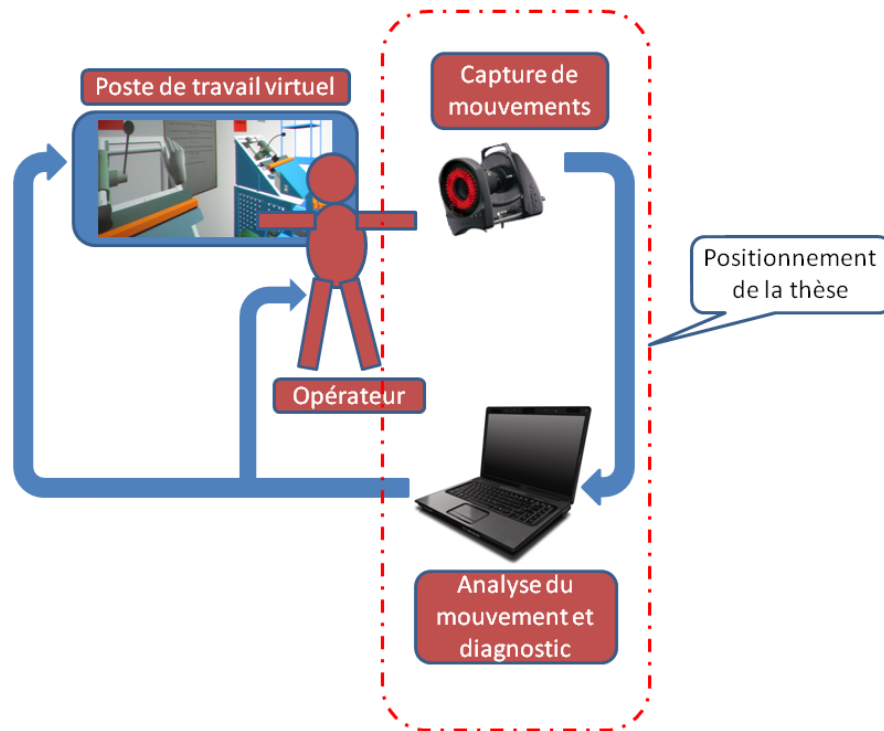


FIG. 1.4 – *Positionnement de la thèse vis-à-vis de la problématique d'évaluation ergonomique d'un poste de travail à l'aide de la Réalité Virtuelle.*

1.4 Enjeux et objectifs de cette thèse

Dans ce contexte, nous cherchons, dans cette thèse, à développer des outils d'évaluation ergonomique utilisables dans le cadre de la conception d'un poste de travail. La figure 1.4 représente le cœur du travail effectué au cours de cette thèse vis-à-vis du synoptique global d'évaluation. D'un point de vue applicatif, cette thèse s'intéresse plus particulièrement à la zone coude/avant-bras, qui constitue une zone fréquemment touchée par les TMS liés aux conditions de travail. D'une manière plus détaillée, cette thèse se décompose selon le plan suivant :

- Tout d'abord, dans le chapitre 2, nous proposons une revue bibliographique des méthodes d'estimation d'efforts musculaires existantes et des modèles biomécaniques du bras les plus avancés actuellement. A l'issue de ce chapitre, nous mettrons en avant les points clefs de cette revue bibliographique en vue du développement des contributions associées à cette thèse ;
- Le chapitre 3 est consacré à une revue des données anatomiques et physiologiques, nécessaires au prototypage et à la conception du modèle musculo-squelettique du coude et de l'avant-bras que nous proposons. Ce chapitre mettra notamment l'accent sur l'anatomie fonctionnelle, base de notre étude, et sur la topologie et la physiologie musculaire associée à la zone coude/avant-bras ;
- Le chapitre 4 constitue la première contribution proposée dans cette thèse : il s'agit du développement d'un modèle biomécanique du bras, plus particulièrement de la zone coude avant-bras basé sur l'anatomie fonctionnelle, et de la présentation de la méthode

²<http://www.clarte.asso.fr>

³<http://www.didhaptic.com>

d'estimation des efforts musculaires par dynamique inverse (basé sur une optimisation d'une fonction de coût sous contraintes) que nous avons proposé en première approche. Ce chapitre présente également des résultats préliminaires associés aux étapes de cinématique inverse, de dynamique inverse et d'estimation des efforts. Nous présentons également les limitations d'une telle méthode et pourquoi nous cherchons à proposer une approche plus pertinente par l'ajout de contraintes physiologiques supplémentaires, transformant la méthode par dynamique inverse initiale en méthode mixte ;

- Le chapitre suivant (5) présente une contribution complémentaire aux travaux précédents : il s'agit de l'ajout d'une contrainte de co-contraction à la méthode de dynamique inverse précédemment présentée. Cette contrainte de co-contraction est basée sur des mesures électromyographiques (EMG) de l'activité musculaire du biceps et du triceps. Nous présentons dans ce chapitre la construction d'une telle contrainte, et nous évaluons cette contrainte en présentant les résultats d'une expérimentation. Nous comparons notamment les résultats obtenus avec et sans la contrainte, en regard des mesures EMG réalisées ;
- Par la suite, au chapitre 6, nous proposons une nouvelle méthode d'estimation des efforts musculaires, remplaçant les étapes de dynamique inverse et d'estimation des efforts par optimisation sous contraintes par une seule étape d'interpolation à partir d'une base de données d'efforts. Cette contribution est une étape importante pour pouvoir exploiter des résultats d'estimation d'efforts musculaires en temps réel, dans le cadre de l'analyse ergonomique d'un poste de travail virtuel. Nous verrons dans quelle mesure nous obtenons un compromis précision/temps de calcul satisfaisant, en présentant les résultats issus d'une expérimentation, et en comparant les résultats issus de la méthode par interpolation avec les résultats issus de la méthode "classique", par optimisation sous contraintes ;
- L'avant-dernier chapitre (7) présente la dernière contribution proposée dans cette thèse. Il s'agit de la présentation d'un critère ergonomique basé sur l'endurance musculaire. Nous présentons des résultats préliminaires pour évaluer le critère sur quelques mouvements de flexion/extension, en montrant notamment comment l'utilisation d'un tel critère peut permettre de systématiser une méthode type OREGÉ ;
- Enfin nous concluons cette thèse en mettant en avant les perspectives associées aux contributions proposées. Il s'agit à la fois de présenter les limitations de tels travaux, mais aussi de mettre en évidence comment ces contributions peuvent être complétées puis appliquées.

Chapitre 2

Simulation musculo-squelettique : analyse de l'existant

Ce chapitre est une synthèse bibliographique concernant la simulation musculo-squelettique. Il s'agit ici de mettre en évidence les problématiques qui nous ont amenés à réaliser les différentes contributions présentées dans cette thèse. Tout d'abord, nous allons voir quelques modèles biomécaniques pertinents du bras, qui servent de référence dans ce domaine. Ensuite nous présentons les trois grandes familles de méthodes d'estimation des efforts musculaires : les méthodes par dynamique directe, les méthodes par dynamique inverse, et les méthodes mixtes. Enfin nous concluons cette revue bibliographique en mettant en avant les points clefs de ce domaine de recherche, et quels objectifs nous cherchons à remplir en définissant un modèle biomécanique et une méthode d'estimation d'efforts.

2.1 Quelques modèles biomécaniques du bras

Cette section a pour objectif de synthétiser et d'analyser les principaux travaux relatifs à la biomécanique du bras.

De nombreux modèles biomécaniques du bras humain ont été développés. C'est un sujet qui fait l'objet de nombreuses études internationales. Chaque modèle présente des spécificités souvent liées à l'usage auquel il est destiné. Les modèles biomécaniques sont généralement développés dans un but bien précis, la généralité des modèles étant extrêmement difficile à mettre en œuvre (Buchanan et al. [2004]).

Le premier modèle présenté ici figure 2.1 est celui développé pour la plateforme OpenSim (Delp et al. [2007]). Basé sur le logiciel SIMM, le modèle développé par Holzbaur et al. [2005] est utilisé dans plusieurs publications et reprend la cinématique complète du bras à l'exception du mouvement de trois doigts. Le modèle contient une topologie musculaire complète et détaillée, incluant des points de passage (*warping points*). Certains degrés de liberté font l'objet d'un couplage cinématique, incluant des relations non linéaires (*splines*) entre certains degrés de flexion/extension des doigts. Malgré tout, ce modèle reste relativement simple dans sa forme, les liaisons entre les différents segments restant des rotoïdes dont les axes mécaniques sont définis en accord avec l'anatomie descriptive.

Yamane et al. [2005] ont développé un modèle musculo-squelettique complet de l'humain incluant 366 muscles, lesquels viennent piloter 155 degrés de liberté. Le modèle du bras développé dans ce modèle global a fait l'objet d'études supplémentaires, comme celles de Venture et al. [2005] et Venture et al. [2006]. Ce modèle est très complet, mais assez peu d'informations sont exploitables pour réaliser des comparaisons avec les autres modèles existants.

Nous pouvons également citer le modèle développé par Maurel et al. [1996] qui est un modèle 3D

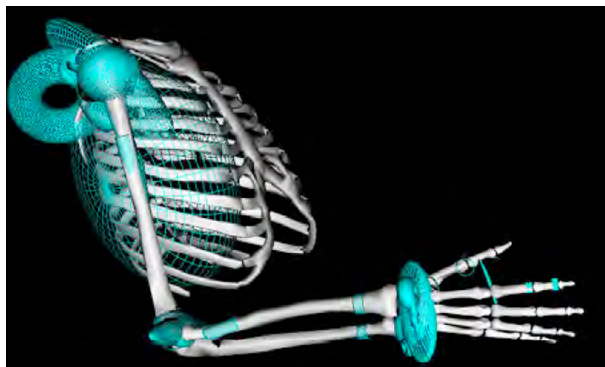


FIG. 2.1 – *Modèle biomécanique du bras proposé par Holzbaur et al. [2005].*

extrêmement détaillé. Son modèle d'épaule est notamment une référence en la matière. Le détail apporté par ce modèle contient de nombreuses informations utiles, notamment du point de vue de la *topologie musculaire*, élément essentiel quant à l'estimation des *bras de levier*.

Toujours concernant l'épaule, nous pouvons citer le modèle biomécanique développé par Van Der Helm [1994] qui a notamment été repris et étendu par Rasmussen et al. [2001]. Ce modèle tient compte de la cinématique complexe de l'épaule, notamment du glissement de l'axe de rotation lors de l'élévation. Ce modèle est utilisable sur la plateforme Anybody, présentée dans l'article Damsgaard et al. [2006]. Il est présenté figure 2.2.

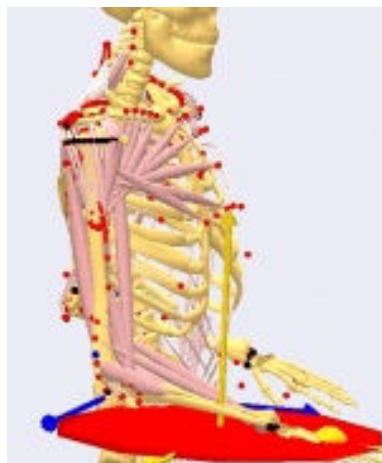


FIG. 2.2 – *Modèle biomécanique de l'épaule et du bras dans Anybody.*

Évidemment, ces quelques modèles ne rendent pas compte de la richesse et du nombre de modèles développés dans ce domaine. Dans les développements récents sur le sujet, nous pouvons citer le modèle développé par Pennestrì et al. [2007], dont l'approche cinématique novatrice permet de tenir compte du déplacement latéral de l'articulation radio-ulnaire distale.

Les roboticiens s'intéressent également à ces problèmes, dans la mesure où la robotique anthropomorphe cherche à imiter au mieux l'humain.

Chalfoun et al. [2004] développent notamment des concepts intéressants sur la définition des degrés de liberté de la main, ainsi que sur les coefficients de répartition des efforts de muscles à multiples insertions dans une approche de dynamique inverse.

On peut également citer le travail de Pollard and Gilbert [2002] sur la main et les doigts anthropomorphes. Le travail effectué montre bien l'intérêt de réaliser une commande du robot proche du comportement physiologique de l'humain.

Enfin, les travaux de Lemay and Crago [1996] et de Freund and Takala [2001] mettent en évidence la difficulté de la conception de bras anthropomorphes ayant des mouvements réalistes. Malgré tout l'étude des mouvements et de leur actionnement débouche sur des avancées intéressantes en terme d'analyse de l'anatomie humaine.

2.2 Estimation des efforts musculaires

Pour estimer les efforts musculaires, il existe de nombreuses méthodes qui font l'objet d'une recherche importante depuis une trentaine d'années. On peut classer ces méthodes en trois familles complémentaires : les méthodes directes, inverses et mixtes comme le proposent Buchanan et al. [2004]. Même si cette classification reste schématique (on peut voir que les études convergent de plus en plus vers des méthodes mixtes, comme le présentent Erdemir et al. [2007] ou encore Bonnefoy et al. [2008]), c'est une manière synthétique de présenter les travaux.

2.2.1 Méthodes directes

Les méthodes d'estimation directes (ou par *dynamique directe*) se basent sur une estimation des efforts directement reliée à l'enregistrement de l'activité musculaire, le plus souvent réalisée à partir d'enregistrements électromyographiques, ou encore *EMG*. Cet enregistrement consiste à mesurer la différence de potentiel entre deux points d'un muscle (*bipolaire*) ou entre un point d'un muscle et une référence (*monopolaire*). Le synoptique général des méthodes directes est présenté figure 2.3.

Si l'EMG est une image fidèle de l'activité musculaire (Lippold [1952], Basmajian and de Luca [1985], Olney and Winter [1985], Buchanan et al. [1993], Nigg and Herzog [1994]), son traitement nécessite de nombreuses transformations (Buchanan et al. [2004], SENIAM [1999]) et une connaissance importante des données anthropométriques et physiologiques des modèles musculaires associés. C'est en effet la méthode principale utilisée pour obtenir les efforts musculaires : on exploite un modèle musculaire (Hill [1938], Zajac [1989], ou encore Stroeve [2003]) pour définir l'effort.

Par exemple, la méthode proposée par Cholewicki and McGill [1994] consiste à estimer les efforts à partir de l'activation musculaire de manière directe :

$$F_i = a_i \cdot \tau_{max} \cdot PCSA_i \quad (2.1)$$

$$a_i = \frac{U_i}{U_i^{max}} \quad (2.2)$$

où F_i est l'effort estimé pour le muscle i , a_i le taux d'activation du muscle (égal au ratio entre l'activation actuelle U_i et l'activation maximale U_i^{max}), τ_{max} la contrainte musculaire maximale admissible et enfin $PCSA_i$ (en français : Section de Coupe Physiologique) la section transverse du muscle considéré. Ici le modèle est simplifié au maximum puisque l'effort maximal développé par le muscle n'est ni fonction de sa longueur, ni fonction de sa vitesse de contraction, ce qui représente une première limitation. Ensuite, l'introduction des sections transverses et de la contrainte maximale admissible implique une connaissance spécifique de ces paramètres pour chaque sujet d'étude. Rien que pour τ_{max} , les valeurs varient de $35N/cm^2$ à $137N/cm^2$ en fonction des publications. Ceci est clairement expliqué dans le cadre de l'étude de Buchanan [1995] : les valeurs d'un sujet à l'autre peuvent varier fortement, ce qui diminue la généralité des modèles. De manière globale, l'introduction de paramètres anthropométriques se fait souvent de manière arbitraire, dans le sens où la multiplication de ces paramètres rend difficile leur estimation, et fausse ainsi les résultats obtenus en méthode directe. C'est pourquoi les méthodes mixtes sont de

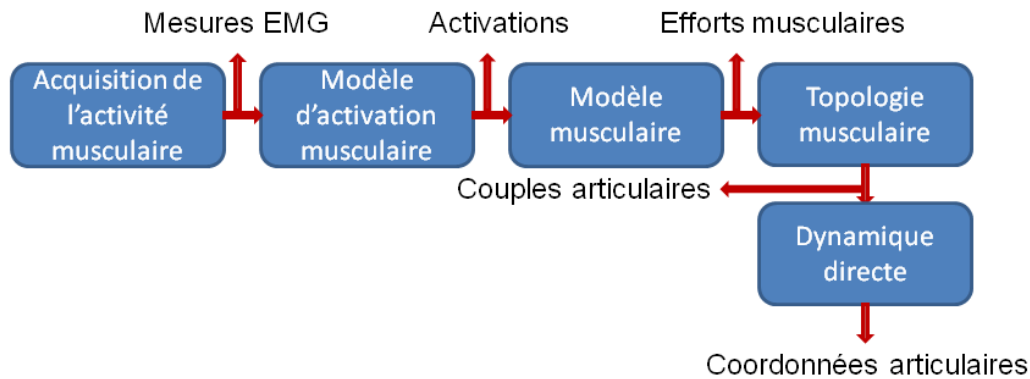


FIG. 2.3 – Méthode dite par dynamique directe.

plus en plus privilégiées.

Une autre limitation des méthodes directes est leur incapacité à générer des résultats cohérents en termes mécaniques. En effet, lors de l'estimation, rien ne garantit le respect des équations de la dynamique, régissant pourtant en toute logique n'importe quel mouvement humain (si l'on se situe bien dans une situation de solide indéformable). Plusieurs études abondent en ce sens et démontrent toute la difficulté de l'estimation des efforts basée uniquement sur la méthode directe (Gagnon et al. [2001], Loyd and Besier [2003], Brown and Potvin [2005]). Néanmoins, les méthodes directes étant basées sur une mesure directe de l'activité musculaire, elles permettent une estimation fidèle, au moins d'un point de vue qualitatif, des patterns de contraction des muscles.

2.2.2 Méthodes inverses

Les méthodes inverses (ou par *dynamique inverse*) utilisent le mouvement pour déterminer les efforts musculaires. Le grand défi de ce type de méthode est la redondance musculaire (en d'autres termes, plusieurs muscles actionnent une seule articulation, ce qui implique qu'il n'y a pas assez d'équations d'équilibre entre les couples articulaires nécessaires au mouvement et les efforts musculaires générant ces couples). Cette redondance est levée au moyen d'une optimisation dans la plupart des méthodes inverses. On vient minimiser une fonction de coût représentant un *comportement physiologique* de l'humain afin d'obtenir une répartition des efforts. Le synoptique général des méthodes inverses est présenté figure 2.4.

Le choix de la fonction de coût est directement lié aux hypothèses que l'on peut réaliser sur le fonctionnement du système neuro-musculaire humain (Chao and An [1978]).

Deux familles de fonctions de coût peuvent être mises en avant : les fonctions minimisant la fatigue musculaire (*critères d'efforts*) et les fonctions minimisant l'énergie dépensée (*critères énergétiques*, comme le propose Maurel [1999]) comme le classe dans sa thèse Chalfoun [2005]. Malgré la différence entre les deux approches (les critères d'efforts sont instantanés, tandis que les critères énergétiques sont à considérer sur un mouvement complet), elles restent basées sur l'idée que l'Homme agit de manière "économique". Une telle considération peut s'avérer contradictoire avec la notion de performance du mouvement, notamment dans le geste sportif. Mais si l'on considère le geste professionnel, cette hypothèse est tout à fait acceptable. Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéresserons à la première famille (critères d'efforts), qui a fait l'objet de nombreuses études et de nombreuses validations.

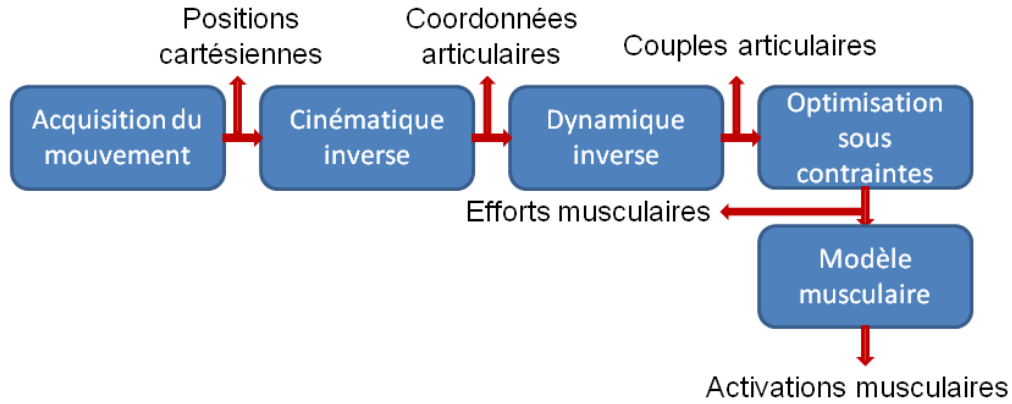


FIG. 2.4 – Méthode dite par dynamique inverse.

Critères d'efforts : Basées sur l'idée que l'humain minimise naturellement la fatigue musculaire associée aux mouvements (An et al. [1984a]), différentes fonctions de coût ont été proposées. Au départ les fonctions proposées étaient de type linéaire (Seireg and Arvikar [1973], Crowninshield et al. [1978]), mais ces solutions ne sont pas satisfaisantes d'un point de vue physiologique. En effet, elles induisent l'utilisation des muscles ayant les capacités les plus importantes (en termes d'effort disponible) au détriment des autres muscles (Dul et al. [1984b], Röhrle et al. [1984], Challis [1997]). Les méthodes plus récentes mettent en avant des fonctions non linéaires, permettant une répartition théorique des efforts plus réaliste. Nous proposons ici d'en lister quelques unes :

- Minimisation de la somme des contraintes dans les muscles (Crowninshield and Brand [1981]) :

$$f = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right)^p, p > 0 \quad (2.3)$$

- Minimisation de la somme des efforts musculaires (Seireg and Arvikar [1989]) :

$$f = \sum_{i=1}^n (F_i)^p, p > 0 \quad (2.4)$$

- Minimisation de la somme des efforts musculaires normalisés (Pedotti et al. [1978]) :

$$f = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{F_i^{max}} \right)^p, p > 0 \quad (2.5)$$

- Minimisation de la contrainte du muscle le plus sollicité (critère *min-max*) (An et al. [1984a], Rasmussen et al. [2001]) :

$$f = \max \left(\frac{F_i}{PCSA_i} \right) \quad (2.6)$$

Ces fonctions présentent chacune leurs avantages et inconvénients. Si les plus utilisées restent la somme des efforts musculaires normalisés élevée au carré (Pedotti et al. [1978], Herzog [1987]) ou au cube (équation 2.5), la fonction "min/max" (équation 2.6) est également un bon candidat, notamment pour les études ergonomiques (An et al. [1984a], Dul et al. [1984a], Rasmussen et al. [2001], de Zee and Rasmussen [2009]). Par ailleurs, la définition de F_{max} est assez différente d'une étude à l'autre. Pour certains, il s'agit d'une constante représentant la limite au déchirement du muscle, ce qui revient à considérer directement la contrainte musculaire puisque seule la section transverse du muscle ($PCSA$, considérée constante) limite son activité :

$$F_{max} = \tau_{max} \cdot PCSA \quad (2.7)$$

L'étude de Challis [1997] montre que la fonction de coût 2.5 donnera des résultats plus réalistes si l'on inclut dans la définition du F_{max} les limitations apportées par les relations force-longueur et force-vitesse des muscles (cf chapitre 4). Ces relations impliquent en effet qu'en fonction de la configuration articulaire, la force disponible sera sensiblement différente (Von Kotschy and Zomlefer [1996]), et non constante comme cela est présenté dans la plupart des études. Nous verrons dans la partie associée à l'estimation d'efforts que c'est un facteur que nous avons pris en compte.

Les méthodes par dynamique inverse présentent de nombreuses limitations. Les principales limitations sont résumées dans l'article de Buchanan et al. [2004]. Tout d'abord, la redondance musculaire limite le réalisme de ce genre de méthode. Généralement, plusieurs muscles sont impliqués dans le mouvement d'une articulation, et certains muscles actionnent plusieurs articulations (comme dans le cas du fléchisseur des doigts par exemple). Ce qui implique une répartition de l'effort en différentes contributions articulaires, et ce souvent de manière arbitraire (Chaffoun [2005]). L'autre limitation principale se situe au niveau des muscles antagonistes au mouvement. Ce type d'optimisation ne permet pas de prédire leur activité. Par ailleurs, le couple articulaire résultant est une valeur nette, ce qui implique que la contribution musculaire de chaque muscle peut être largement sous évaluée. On peut citer Buchanan (Buchanan et al. [2004]) à ce sujet :

"[...]/For example, if a person activates his hamstrings generating a 30-Nm flexion moment and at the same time activates the quadriceps generating a 25-Nm extension moment, the inverse dynamics method (if it is perfectly accurate) will yield a net knee flexion moment of 5 Nm. Since the actual contribution of the knee flexor muscles was six times greater, this approach is grossly inaccurate and inappropriate for estimating the role of the knee flexors during this task. This problem cannot be overstated because co-contraction of muscles is very common; yet this approach is widely used to estimate muscular contributions.[...]"

Par ailleurs, comme pour la méthode directe, l'inclusion de paramètres arbitraires (bras de levier, paramètres inertiels des segments, modèle cinématique, fonction de coût,...) va fortement influencer les résultats, comme c'est présenté dans l'article de Dumas et al. [2007]. C'est en effet une notion très importante que l'on ne peut pas perdre de vue : toute approximation dans la cinématique et la dynamique du mouvement a une conséquence sur le résultat de l'estimation d'efforts.

Indépendamment de ces limitations, les méthodes inverses sont intéressantes pour les applications de réalité virtuelle car l'estimation des efforts peut être réalisée à partir d'une simple mesure du mouvement (souvent sous la forme de capture de mouvement). L'utilisation de plateformes de force peut également s'avérer nécessaire, comme par exemple lors d'une étude sur la locomotion.

Par ailleurs, les méthodes développées par Delp et al. [2007] ou Yamane et al. [2005] sont a priori des méthodes par dynamique inverse, mais leur complexité et l'ajout de contraintes complémentaires les rend nettement plus efficaces. En effet, la qualité des modèles biomécaniques associés à cette méthode permet par exemple de retrouver une co-contraction "artificielle", issue de l'implication des muscles sur plusieurs articulations (ils sont alors à la fois agonistes et antagonistes).

2.2.3 Méthodes mixtes

Comme on a pu le constater lors des deux paragraphes précédents, les méthodes directes et inverses présentent chacune des avantages et des inconvénients complémentaires. L'une est dite *physiologiquement pertinente*, et l'autre *mécaniquement pertinente*. Il est donc assez naturel de retrouver dans la littérature des méthodes mêlant les deux approches. Dans la plupart des cas, il s'agit d'une méthode directe que l'on vient corriger avec des données cinématiques et/ou dynamiques (Olney and Winter [1985], Cholewicki and McGill [1994], Valero-Cuevas et al. [1998], Gagnon et al. [2001], Amarantini and Martin [2004], Buchanan et al. [2004], Amarantini et al.

[2010]).

Généralement, il s'agit d'une correction a posteriori des estimations EMG, en venant optimiser les valeurs des moments résultants pour les faire coïncider avec les valeurs mesurées lors de l'expérimentation. Cela revient à minimiser une fonction de coût sur l'ensemble des frames d'expérimentation p :

$$f = \sum_{i=1}^p (M^i - M_{measured}^i)^2 \quad (2.8)$$

On vient ainsi engendrer des facteurs de pondération pour tout ou partie des estimations effectuées.

L'équation 2.8 peut être également utilisée pour venir régler certains paramètres arbitraires issus de la modélisation musculaire, comme le présentent Buchanan et al. [2005], comme par exemple le retard musculaire entre l'excitation et l'activation, ou encore la PCSA. En effet, ces paramètres physiologiques sont extrêmement difficiles à estimer, et souvent mis de côté dans les études musculo-squelettiques. La méthode mise en place par Buchanan a ceci d'intéressant : elle permet d'ajuster les constantes physiologiques spécifiquement pour un sujet. Dans la même optique, les travaux de Venture et al. [2005] sont également exploités pour déterminer les constantes physiologiques musculaires, à ceci près que les situations exploitées pour régler les paramètres sont des *Contractions Volontaires Maximales* (CVM), et non des mouvements naturels comme chez Buchanan.

L'EMG peut également être utilisée comme un support pour les méthodes par dynamique inverse. Par exemple, l'utilisation de mesures EMG pour la création de contraintes unilatérales complémentaires au problème d'optimisation est réalisée dans le travail de Vigouroux et al. [2006]. En effet, le problème de co-contraction peut être résolu en ajoutant des informations sur la contraction des muscles extenseurs. C'est une approche extrêmement intéressante, qui s'avère relativement proche de notre propre méthode. C'est une démarche qui se démarque fortement de l'assistance d'équations de dynamique inverse par l'EMG, car elle revient finalement à lever un certain nombre d'inconnues (les activités musculaires mesurées) dans le système à résoudre (les équations de la mécanique).

2.3 Conclusion et points clefs

Comme on a pu le voir lors de cette revue bibliographique, la biomécanique du bras humain est un sujet complexe qui a fait l'objet de nombreuses études. Les approches sont extrêmement variées, et la recherche porte à la fois sur la précision de la cinématique/dynamique associée aux modèles et sur l'estimation des efforts. Le compromis entre la précision du modèle et la qualité de l'estimation (liée à la méthode d'estimation et aux paramètres physiologiques associés au modèle) est une donnée essentielle. Par exemple, la complexité de modèles type Holzbaur et al. [2005] les rend mieux adaptés aux méthodes inverses, car cette complexité implique chaque muscle dans la réalisation du mouvement.

Dans le cadre de cette thèse, nous cherchons à développer des méthodes rapides, car l'objectif est de pouvoir évaluer en temps réel la fatigue musculaire associée à une tâche sur un poste de travail virtuel. Les résultats de telles méthodes doivent malgré tout rester comparables à ceux obtenus par les méthodes précédemment présentées. Les recherches dans ce domaine sont relativement restreintes, l'intérêt étant pour le moment confidentiel, alors que le potentiel est énorme. On peut par exemple citer le travail de Murai et al. (Murai et al. [2009b], Murai et al. [2009a]) qui ont mis en pratique la décomposition par groupes musculaires pour l'estimation en temps réel des efforts musculaires atteignant pour une simulation "full body" les 60Hz en vitesse d'exécution. La contrainte de la rapidité nous est imposée par l'application que l'on cherche à réaliser, c'est à dire une estimation des efforts musculaires en situation de travail sur un poste

virtuel. Ceci implique trois choses :

- La cinématique du modèle doit être basée sur la littérature en termes de méthodes d'évaluations ergonomiques. Ce qui implique un modèle simple, défini à partir de l'anatomie fonctionnelle du système locomoteur. De surcroît, la méthode de cinématique inverse (comprendre le modèle géométrique inverse en bon français) doit être rapide à calculer et précis ;
- Du fait de la simplicité du modèle cinématique, l'estimation par dynamique inverse des efforts musculaires doit être réalisée avec l'ajout de contraintes complémentaires permettant de prédire la co-contraction entre les fléchisseurs et les extenseurs. Nous verrons en introduction du chapitre 5 pourquoi une telle méthode nécessite l'ajout d'une contrainte de co-contraction ;
- La contrainte de rapidité implique que l'étape d'optimisation doit être remplacée. C'est pourquoi nous allons proposer une méthode d'estimation par interpolation sur des résultats pré-calculés.

Pour conclure ce chapitre, il faut préciser que si l'ensemble de ces méthodes et modèles présentent souvent des résultats intéressants, il est relativement difficile de comparer les résultats, car les conditions expérimentales (les conditions de mesures notamment) varient souvent fortement d'une étude à l'autre (Erdemir et al. [2007]). Cette constatation rend difficile les validations de modèles. Nous nous attacherons malgré tout à valider la méthode utilisée pour l'estimation musculaire, au moins en comparant une méthode de résolution classique ainsi que des mesures EMG avec la méthode proposée.

Chapitre 3

Données anatomiques et physiologiques

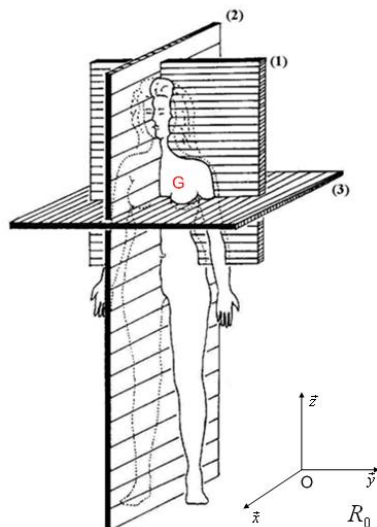
Dans la définition de notre modèle biomécanique, nous allons avoir besoin de nombreuses références anatomiques et physiologiques. L'objectif de ce chapitre est donc de synthétiser les différentes informations nécessaires à la définition de notre modèle.

3.1 Anatomie

3.1.1 Définitions et conventions de l'anatomie

Pour pouvoir décrire de manière pertinente le corps humain, l'anatomie s'est dotée de conventions que nous allons brièvement rappeler avant toute étude.

La convention en anatomie veut que l'on se base sur un repère galiléen comme référence pour étudier les mouvements du corps humain, appelé repère corporel. On place le corps dans la "position anatomique" afin de définir les plans de référence des mouvements humains (Kapandji [2005]) :



On définit trois plans orthogonaux dans le repère corporel R_0 lié au centre de gravité du corps :

- Le plan frontal (1) qui divise le corps en une partie frontale et une partie dorsale ;
- Le plan sagittal (2) qui divise le corps en une partie droite et une partie gauche ;
- Le plan transverse (3) qui divise le corps en une partie supérieure et une partie inférieure.

FIG. 3.1 – Définition des plans anatomiques

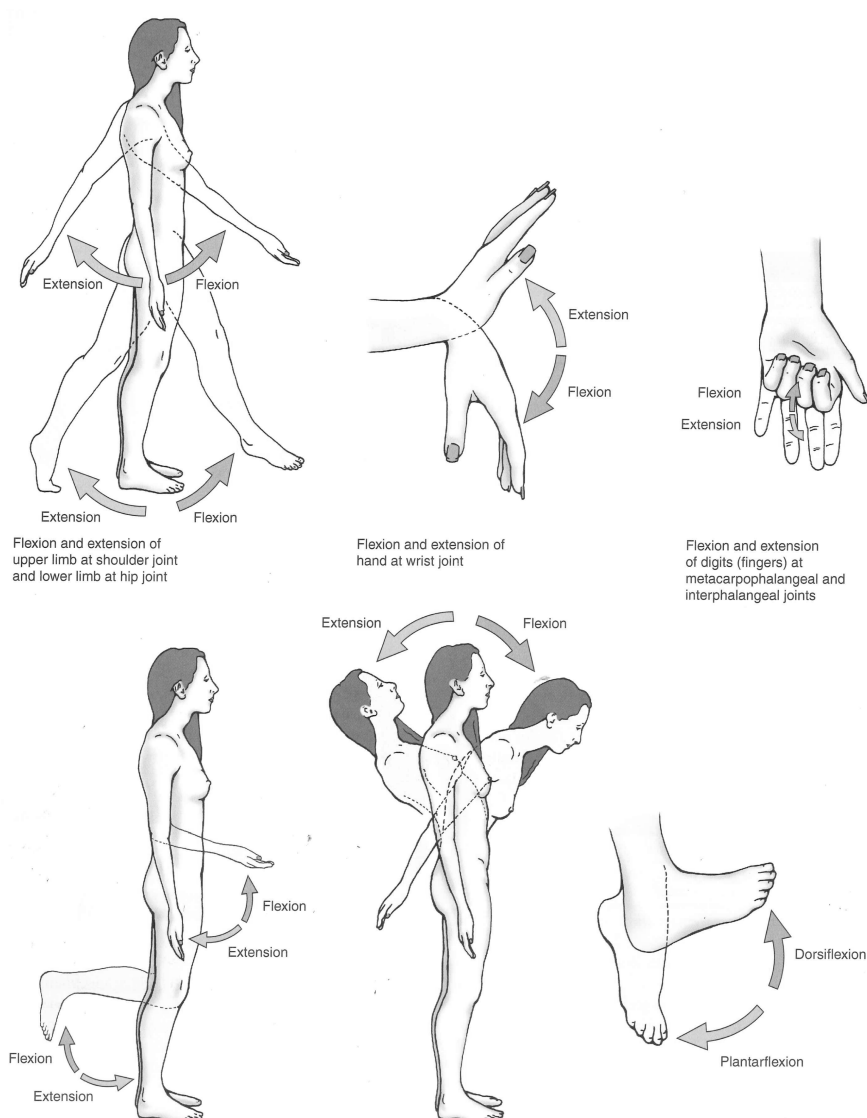


FIG. 3.2 – Définition du mouvement humain du point de vue fonctionnel. Les mouvements sont associés à des articulations où au moins deux os s'articulent avec un autre os (Dalley and Moore [1999]).

Pour décrire les mouvements du corps humain, on utilise plusieurs mouvements élémentaires correspondant aux rotations des 3 plans précédemment présentés. Leur définition est relative à chaque segment du corps humain et on peut les regrouper en trois grandes familles (Dalley and Moore [1999]) :

- **Flexion/Extension** : Il s'agit du mouvement corporel de rotation des plans frontal et transverse décrit dans le plan sagittal. La flexion est une rotation de sens direct tandis que l'extension est le mouvement opposé, sauf pour certaines articulations spécifiques (hance et coude par exemple) .
- **Adduction/Abduction** : Il s'agit du mouvement corporel de rotation des plans sagittal et transverse décrit dans le plan frontal. L'adduction est une rotation de sens direct tandis que l'abduction est le mouvement opposé.
- **Pronation/Supination** : Il s'agit du mouvement corporel de rotation des plans frontal et

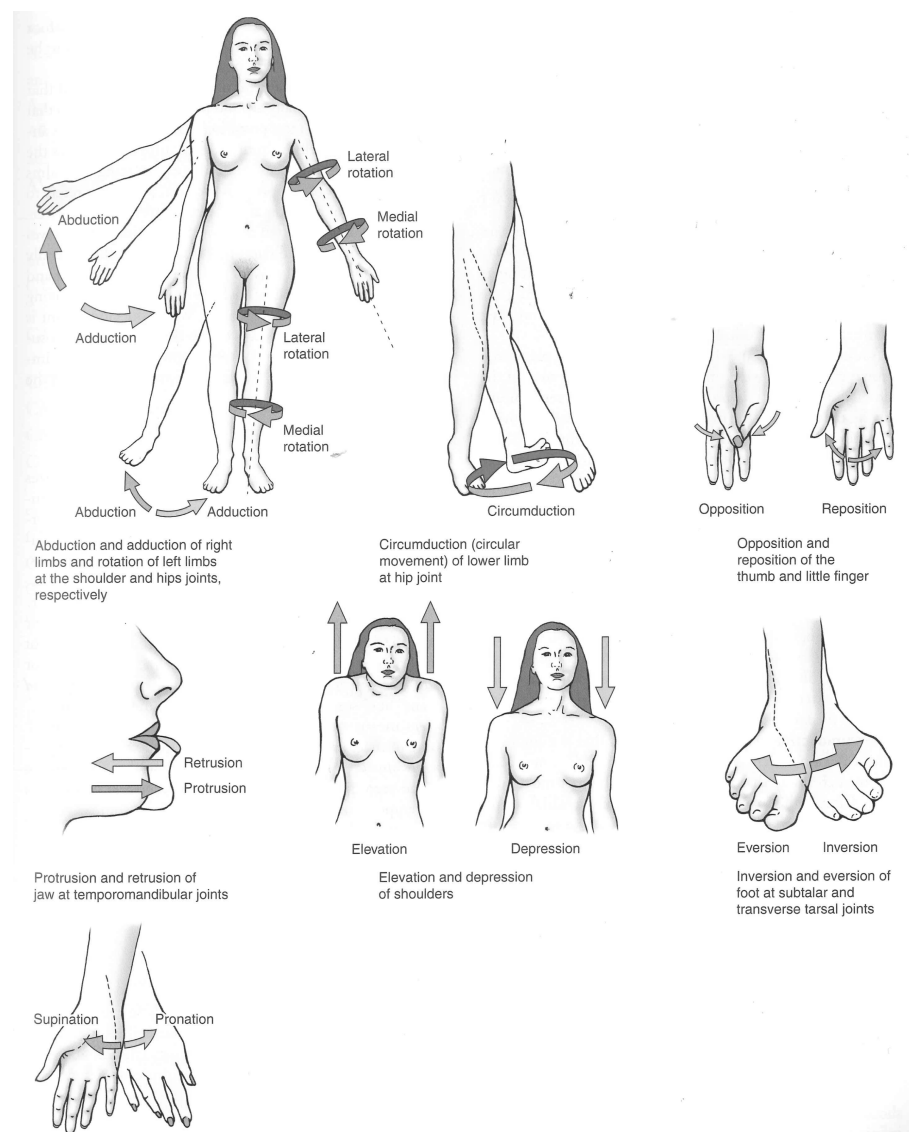


FIG. 3.3 – Définition du mouvement humain du point de vue fonctionnel (suite).

sagittal décrit dans le plan transverse. La pronation est une rotation de sens direct tandis que la supination est le mouvement opposé. On peut l'appeler également rotation interne pour certaines parties du corps, l'appellation pronation/supination étant particulièrement dédiée à la description du mouvement de l'avant-bras.

Les 3.2 et 3.3 présentent ces trois familles ainsi que quelques mouvements complémentaires (Dalley and Moore [1999]). Le mouvement de certaines parties du corps, comme par exemple la bouche ou les épaules, ne peuvent pas être pleinement définis à l'aide des trois mouvements précités. Malgré tout, la description du mouvement des membres, plus spécifiquement de leur segments, est totalement réalisée grâce à ces trois mouvements fondamentaux.

Ces mouvements fondamentaux définissent ce que l'on appelle l'anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur. Il s'agit en fait de la description des fonctions associées aux différents segments du corps humain.

Dans le cadre de cette thèse, nous nous intéressons plus particulièrement au coude et à l'avant-

bras. C'est pourquoi nous allons consacrer le chapitre suivant à détailler l'anatomie de cette partie du corps humain.

3.1.2 Anatomie du coude et de l'avant-bras

Cette section présente l'anatomie descriptive et fonctionnelle du coude et de l'avant-bras. Les différentes données de cette partie sont issues de l'ouvrage "Clinically Oriented Anatomy" (Dalley and Moore [1999]).

Le coude est une articulation du membre supérieur humain reliant le bras à l'avant-bras. Il unit ainsi trois os entre eux : Le radius, l'ulna (cubitus) et l'humérus. Il est la réunion de trois articulations primitives :

- huméro-ulnaire
- huméro-radiale
- radio-ulnaire proximale (supérieure)

Lorsque l'avant-bras est tendu (extension complète), on remarque que le bras et l'avant-bras ne sont pas alignés dans le plan frontal. Les deux parties forment un angle ouvert en dehors, d'environ 170° chez l'homme, 160° chez la femme ; c'est ce que l'on appelle le valgus physiologique (on retrouve le même phénomène au niveau du genou).

Le coude permet la flexion/extension de l'avant-bras ainsi que la pronation/supination (ou encore pronosupination).

Flexion/extension :

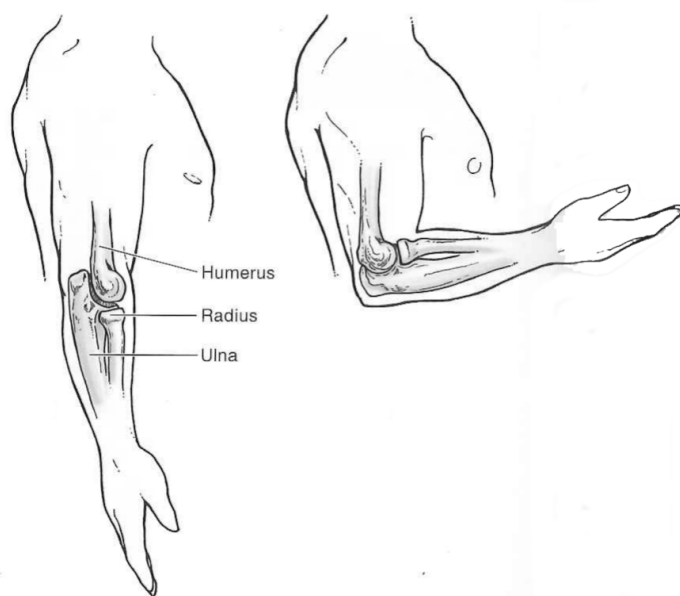


FIG. 3.4 – Anatomie du coude en extension (à gauche) et en flexion (à droite).

En position anatomique de référence (bras aligné le long du corps, paume de la main vers l'avant), le coude est en extension complète (0°) et la main en supination (Figure 3.4, à gauche).

En flexion, le coude peut quasiment fermer l'angle formé entre le bras et l'avant-bras, mais ceci est impossible en raison de l'encombrement musculaire autour de l'articulation (Figure 3.4, à droite). L'angle de flexion est donc d'environ 150° . Dans le cadre de notre étude, on pourra facilement représenter la flexion/extension de l'avant-bras comme une liaison rotoïde entre le solide *humérus* et le solide *radius-ulna*, en définissant son axe de rotation entre l'épicondyle médial, situé sur l'humérus, et le sommet de la tête radiale, située sur le radius.

Pronation/supination :

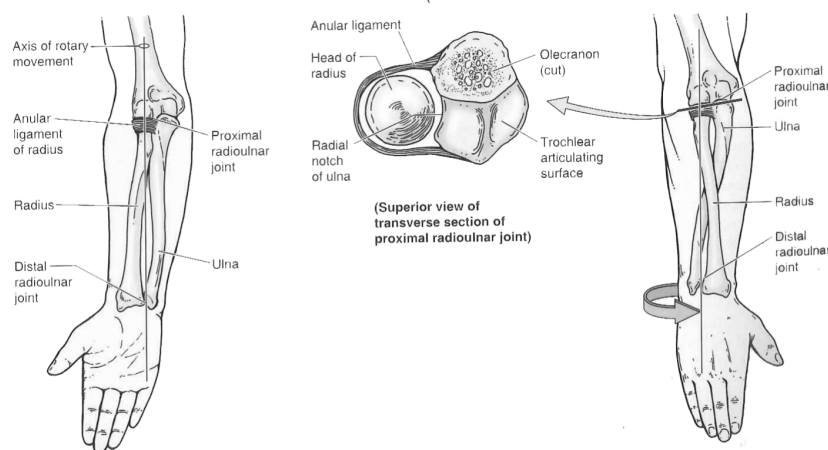


FIG. 3.5 — Anatomie de l'avant bras en supination (à gauche) et en pronation (à droite).

Fléchi à 90° , le coude (en association avec le poignet) peut opérer une pronation d'environ 80° et une supination d'environ 85° . Le mouvement de pronosupination est complexe puisqu'il induit un déplacement latéral de l'articulation radio-ulnaire distale, comme présenté figure 3.5. Ce déplacement induit une modification de l'orientation de l'axe mécanique de rotation au cours de pronation. Malgré tout, on peut utiliser une orientation moyenne pour se ramener à une rotoïde d'axe mécanique constant, car le déplacement de l'articulation distale reste très faible devant la rotation.

Muscles mis en jeu dans les deux mouvements

La table 3.1 résume la topologie et les différentes actions des 8 muscles impliqués dans les deux mouvements décrits auparavant. On peut constater que le biceps, par exemple, a une action double, puisqu'il est à la fois fléchisseur et supinateur de l'avant-bras. C'est un paramètre dont il faudra tenir compte lors de la définition des contributions musculaires. Par ailleurs, le fait que les muscles aient de multiples origines/insertions est également une contrainte. De nombreuses approches tendent à considérer les muscles à origines multiples comme des muscles séparés (Holzbaur et al. [2005], Pennestrì et al. [2007]). Par ailleurs, le Pronator Teres a un rôle mineur de fléchisseur du coude que nous avons choisi de négliger ici, car sa contribution au mouvement est minime. Il sert à stabiliser l'articulation du coude.

Muscle	Origine(s)	Insertion(s)	Fonction(s) principale(s)
Brachialis	2/3 inférieurs de la face antérieure de l'humérus	Tubérosité brachiale de l'ulna	Fléchisseur principal de l'avant-bras
Brachioradialis	Bord externe de l'épiphyse inférieure de l'humérus	Apophyse styloïde du radius	Fléchisseur mineur de l'avant-bras. Ramène le bras en position intermédiaire quand il est en pronation ou en supination complète
Biceps Brachii	Longue portion : au dessus de la cavité glénoïde (par un tendon intra-capsulaire mais extra-synovial). Courte portion : apophyse coracoïde de l'omoplate	Tubérosité bicipitale du radius	Fléchisseur de l'avant-bras. Supinateur de l'avant-bras en pronation
Triceps Brachii	Longue portion : sous la cavité glénoïde (tubercule infra glénoïdien). Vaste externe : face postérieure de l'humérus, en dessous du trochiter. Vaste interne : 1/2 inférieure de la face postérieure de l'humérus	Oléocrane de l'ulna	Extenseur principal de l'avant-bras
Anconeus	Face postérieure de l'épicondyle de l'humérus	Face externe et postérieure de l'olécrane de l'ulna	Extenseur mineur de l'avant-bras
Pronator Teres	Chef humeral : épitrochlée de l'humérus. Chef Ulnaire : apophyse coronoïde de l'ulna	1/3 moyen de la face externe du radius	Pronateur de l'avant-bras
Pronator Quadratis	1/4 inférieur de la face antérieure de l'ulna	1/4 inférieur de la face antérieure du radius	Pronateur de l'avant-bras
Supinator	Epicondyle de l'humérus	Radius : col et début du bord antérieur	Supinateur de l'avant-bras

TAB. 3.1 – *Muscles du bras impliqués dans la flexion/extension et la pronosupination de l'avant-bras.*

3.2 Anthropométrie

Afin de pouvoir estimer les longueurs et les inerties du corps humain, plusieurs méthodes ont été proposées. La plupart sont basées sur une estimation par régression linéaire des proportions à partir de mesures effectuées sur des cadavres (Dempster [1955], Zatsiorsky et al. [1990]). On s'intéressera particulièrement aux travaux de de Leva P. [1996] qui sont un ajustement des travaux de Zatsiorsky et al. [1990]. Ces ajustements permettent, à partir d'une estimation de la position des centres articulaires, de calculer les masses, positions des centres de masses et inerties des différents segments, généralement approximés par des cylindres. La table 3.2 présente les masses relatives et les positions des centres de masses relatifs des segments d'après de Leva P. [1996]. m représente la masse du segment, M la masse totale du sujet, P le point proximal du segment, et CG le centre de gravité du segment. En l'occurrence, le centre de gravité de la main est situé à environ 20% de

Segment	Point proximal	Point distal	m/M		CG/P	
			F	H	F	H
Main	Centre art. poignet	Tête du 3ème métacarpe	0.0056	0.0061	0.7474	0.79
Avt-bras	Centre art. coude	Centre art. poignet	0.0138	0.0162	0.4559	0.4574
Bras	Centre art. épaule	Centre art. coude	0.0255	0.0271	0.5754	0.5772
Pied	Talon (Pternion)	Acropodion	0.0129	0.0137	0.4014	0.4415
Jambe	Centre art. genou	Malléole externe	0.0481	0.0433	0.4416	0.4459
Cuisse	Centre art. hance	Centre art. genou	0.1478	0.1416	0.3612	0.4095
Tête	Cervicale 7	Vertex	0.0668	0.0694	0.5159	0.4998
Tronc	Mil. centres art. hanches	Cervicale 7	0.4257	0.4346	0.5036	0.4862

TAB. 3.2 – Paramètres anthropométriques principaux (d'après de Leva P. [1996]).

la distance entre le point proximal et le point distal de la main chez l'homme, en d'autres termes, dans la partie proximale de la paume.

Ces travaux ne sont pas les derniers en la matière, mais sont souvent cités en référence des études plus récentes en anthropométrie. L'apparition de l'imagerie médicale ouvre un certain nombre de perspectives pour la réalisation de bases de données anthropométriques, mais pour le moment, les principales contributions restent *subject-specific* et manquent de généralité, ce qui reste l'avantage principal des travaux de de Leva P. [1996]. Sans pouvoir également tous les citer, nous pouvons par exemple proposer les travaux de Lovato et al. [2009] en la matière.

3.3 Physiologie musculaire

Les muscles et leur mécanisme de contraction font l'objet de travaux depuis plus de 70 ans. Les modèles musculaires sont nombreux et leur définition fait intervenir de nombreux paramètres, plus ou moins arbitraires. Nous allons nous attacher dans cette partie à expliquer le mécanisme de contraction d'un point de vue physiologique et neurologique, puis nous présenterons les modèles musculaires qui nous intéressent et qui seront utilisés lors de l'estimation des efforts musculaires.

3.3.1 Description physiologique du système neuromusculaire

D'un point de vue microscopique, le muscle est constitué de fibres, comme le montre la figure 3.6. Un muscle est constitué de quelques dizaines à quelques milliers de fibres musculaires, de 10 à 100 μm de diamètre et de plusieurs centimètres de long, regroupés en faisceaux. Les fibres musculaires se terminent à leurs extrémités par des tendons, constitués de filaments de collagène. Ils assurent la fixation du muscle sur ses points d'insertion (Huxley [1957], Huxley [1971], Huxley [1974]).

Chaque fibre musculaire est à son tour constituée de plusieurs couches de myofibrilles, les fibres de base d'un muscle. Chaque myofibrille est constituée d'une série de segments, les sarcomères. Le sarcomère (longueur au repos = 3 μm) est l'unité de contraction élémentaire. Il contient des filaments fins d'actine et des filaments épais de myosine. Pendant la contraction ou la relaxation musculaire, la longueur des filaments d'actine et de myosine reste constante. En revanche, la longueur des sarcomères varie du fait du glissement des filaments fins d'actine dans le réseau des filaments épais de myosine, comme le montre la figure 3.7. Le muscle constitue l'organe moteur élémentaire qui intègre sur ses tendons les forces développées par les unités motrices qui le composent. Les performances mécaniques du moteur musculaire sont bien connues. Ce générateur de force peut, suivant ses conditions de travail (isométrique ou isotonique), produire respectivement une tension résistante ou réaliser un déplacement de ses extrémités. La force

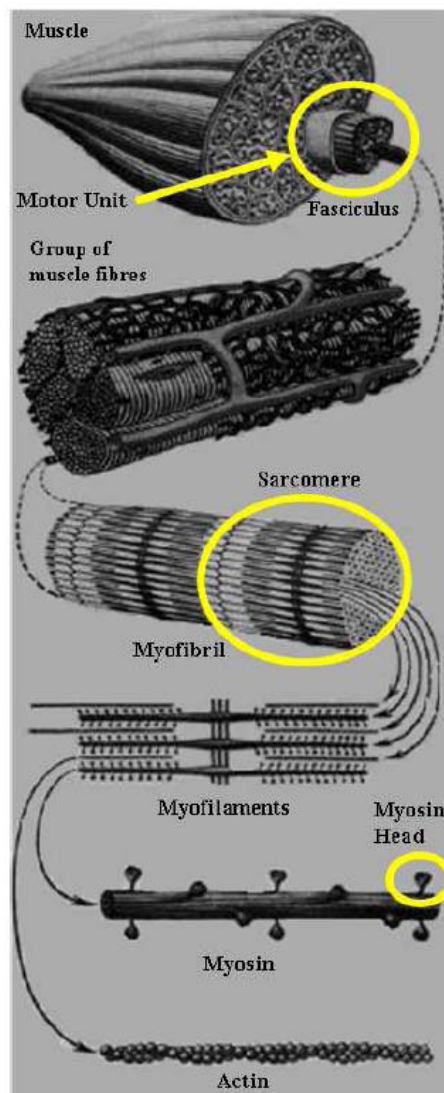


FIG. 3.6 – Description microscopique d'un muscle, d'après Vignes [2004].

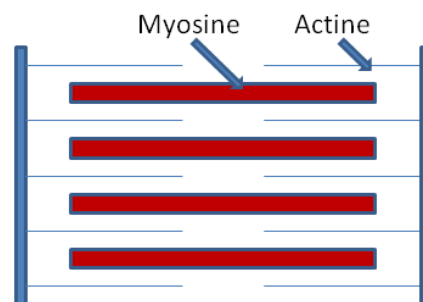


FIG. 3.7 – Architecture d'un sarcomère, d'après Vignes [2004].

engendrée est variable suivant la nature du muscle et le nombre de ses unités motrices. Le muscle recrute, selon la tension à générer, un nombre différent d'unités motrices. Ceci est désigné généralement par le recrutement spatial.

Un muscle comprend un grand nombre d'unités motrices, qui sont parallèles entre elles et qui sont

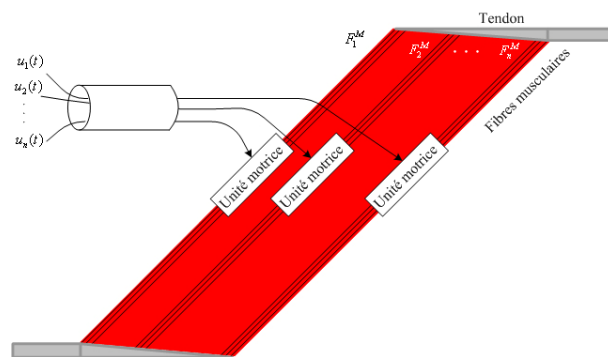


FIG. 3.8 – Définition des unités motrices d'un muscle, d'après Zajac [1989].

excitées par des signaux provenant du cerveau (voir figure 3.8). Le muscle est donc composé de n unités motrices contrôlées séparément par n nerfs différents. Chaque unité motrice regroupe un certain nombre de fibres musculaires. Lorsque cette unité motrice est activée, ses fibres musculaires se contractent. Pour générer une force, le cerveau envoie un signal électrique à travers les nerfs qui vont activer les unités motrices correspondantes. La somme de ces signaux électriques constitue le signal d'activation, que l'on peut mesurer grâce aux mesures électromyographiques (EMG) par exemple. La somme des forces générées par les unités motrices produisent la force globale développée par le muscle. En d'autres termes, la force générée sera d'autant plus grande que le nombre d'unités motrices recrutées sera important. L'*activation musculaire*, la plupart du temps désignée par a , va donc être une image du taux de recrutement des unités motrices d'un muscle, comprise entre 0 et 1. Le recrutement de toutes les unités motrices correspond à une activation égale à l'unité ($a = 1$).

D'un point de vue macroscopique, on peut représenter les muscles et leurs tendons comme présenté figure 3.9. Comme nous le verrons dans la section suivante, c'est cette description qui est communément admise afin de trouver la relation entre la force tendineuse et la force musculaire. Dans la plupart des cas, l'orientation des fibres n'est pas parallèle avec l'orientation du tendon.

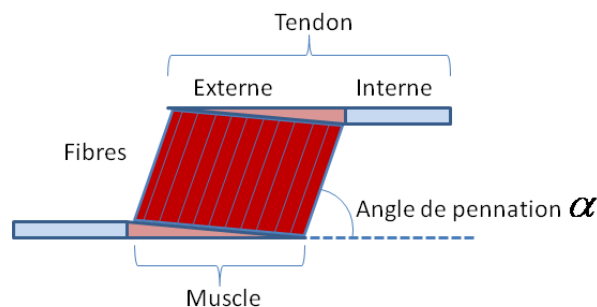


FIG. 3.9 – Description macroscopique d'un muscle et définition de l'angle de pennation.

L'angle formé entre ces deux orientations est appelé l'angle de pennation. Cet angle va déterminer la proportion de l'effort produit par le muscle qui va générer un couple articulaire sur l'articulation à laquelle il est rattaché.

3.3.2 Modèles physiologiques des muscles

Historiquement, le modèle de référence est celui développé par Hill [1938]. Dans cette contribution, Hill définit le muscle comme un actionneur *visco-élastique*, constitué en d'autres termes d'un ressort et d'un amortisseur en série représentant la force active (f_a), le tout en parallèle d'un

ressort définissant la force passive (f_p). Enfin le tendon est représenté par un ressort monté en série avec le muscle. Ce modèle est représenté figure 3.10. Zajac [1989] a défini les différentes forces mises en jeu, en permettant leur expression sous la forme d'équations :

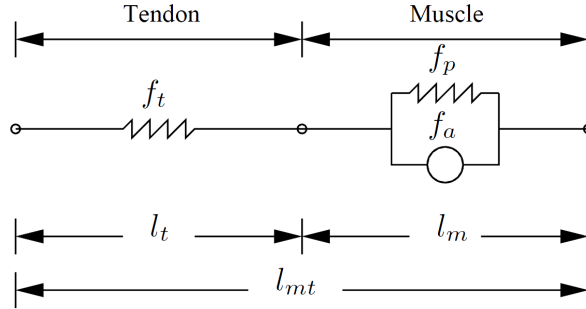


FIG. 3.10 – Modèle de Hill (Hill [1938]), d'après Rengifo et al. [2010].

Force tendineuse f_t : Le tendon est considéré comme un élément passif d'équation :

$$f_t(l_t) = K_t \left[\frac{l_t - l_s}{l_s} \right] \cdot f_0 \quad (3.1)$$

avec f_t l'effort tendineux, l_t la longueur du tendon, l_s la longueur de détente (*tendon slack length* en anglais), K_t la rigidité du tendon et f_0 la force isométrique maximale développée par le muscle. l_t reste toujours compris entre $[l_s, 1.1 \cdot l_s]$, la borne supérieure représentant la longueur maximale avant rupture du tendon.

Force passive f_p : La force f_p est donnée par l'équation, estimée à partir des données de Zajac [1989] :

$$f_p(\bar{l}_m) = \frac{2.5}{1 + e^{-12(\bar{l}_m - 1.425)}} \cdot f_0 \quad (3.2)$$

avec $\bar{l}_m \equiv l_m/l_0$ la longueur normalisée du muscle, l_0 la longueur optimale des fibres et f_0 la force isométrique maximale. La longueur du muscle reste comprise ici entre $[0.5 \cdot l_0, 1.8 \cdot l_0]$. La figure 3.11 représente la relation force-longueur passive en fonction de la longueur normalisée du muscle.

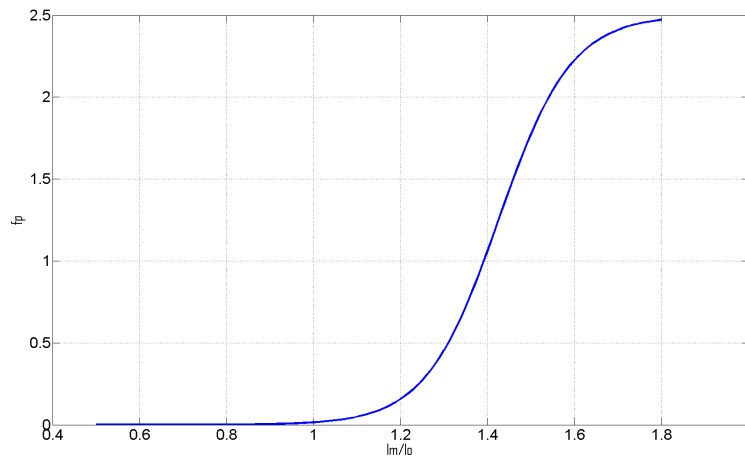


FIG. 3.11 – Relation force-longueur passive, d'après Zajac [1989].

Force active f_a : La force f_a , comme nous l'avons déjà mentionné, est composée du produit de deux actions conjointes, sous l'effet de la contraction musculaire : la relation force-longueur et la relation force-vitesse (Zajac [1989]) :

$$f_a(\bar{l}_m, \dot{\bar{l}}_m, a) = a \cdot f_l(\bar{l}_m) \cdot f_v(\dot{\bar{l}}_m) \cdot f_0 \quad (3.3)$$

Les fonctions f_l et f_v sont respectivement représentées par les figures 3.12 et 3.13 et ont pour équation :

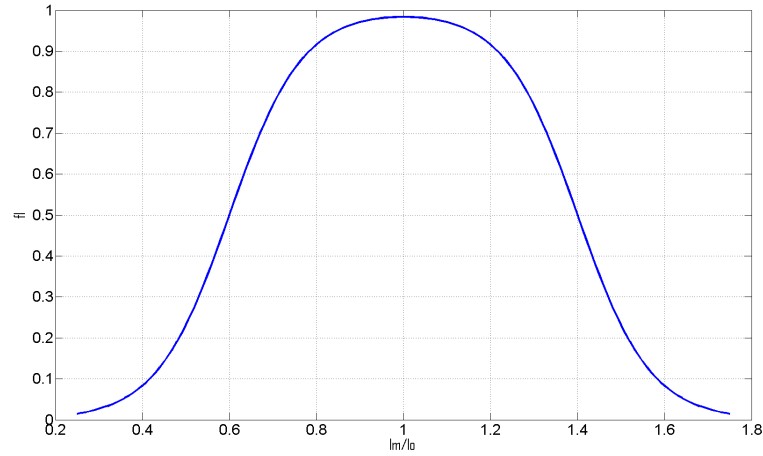


FIG. 3.12 – Relation force-longueur, d'après Zajac [1989].

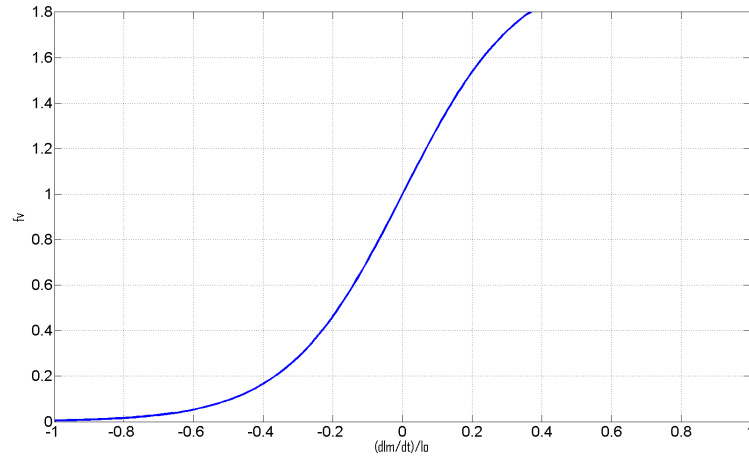


FIG. 3.13 – Relation force-vitesse, d'après Zajac [1989].

– **Relation force-longueur :**

$$f_l(\bar{l}_m) = \left[\frac{1}{1 + e^{-12(\bar{l}_m - 0.6)}} + \frac{1}{1 + e^{12(\bar{l}_m - 1.4)}} - 1 \right] \quad (3.4)$$

– **Relation force-vitesse :**

$$f_v(\dot{\bar{l}}_m) = \begin{cases} f_{v_{min}} & , \quad \dot{\bar{l}}_m < \dot{\bar{l}}_{m_{min}} \\ \frac{2}{1 + e^{-6\dot{\bar{l}}_m}} & , \quad \dot{\bar{l}}_{m_{min}} \leq \dot{\bar{l}}_m \leq \dot{\bar{l}}_{m_{max}} \\ f_{v_{max}} & , \quad \dot{\bar{l}}_m > \dot{\bar{l}}_{m_{max}} \end{cases} \quad (3.5)$$

Ici, $\dot{\bar{l}}_m \equiv \dot{l}_m / \bar{l}_m$ est la vitesse de contraction normalisée. Cette vitesse est bornée par $[-1, 1]$. Toutes les données relatives à ce modèle sont issues de Zajac [1989] et de Rengifo et al. [2010] pour les paramètres manquants.

La force musculaire va donc être la somme des différentes contributions précédemment énoncées :

$$f_m = [f_p(\bar{l}_m) + a \cdot f_l(\bar{l}_m) \cdot f_v(\dot{\bar{l}}_m)] \cdot f_0 \quad (3.6)$$

Par ailleurs, Zajac [1989] a ajouté à cette définition du modèle musculaire l'angle de pennation

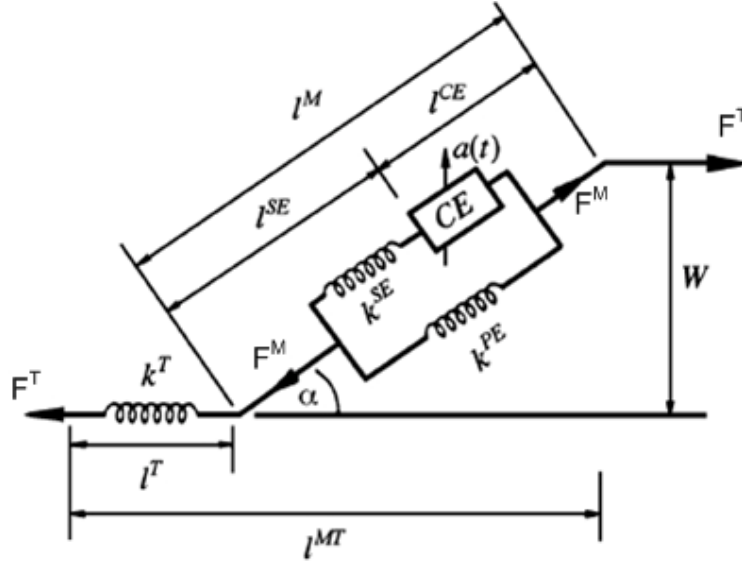


FIG. 3.14 – Modèle de Zajac, d'après Zajac [1989].

(figure 3.14), qui implique donc que la force générée par le muscle n'est pas entièrement transmise au tendon.

Ainsi la force tendineuse peut être reliée à l'effort musculaire par le biais de l'équation suivante :

$$f_t = f_m \cdot \cos \alpha \quad (3.7)$$

L'angle de pennation change en fonction de la longueur des fibres musculaires (Scott and Winter [1991], Loyd and Besier [2003]). Il est donné par la formule suivante :

$$\alpha(t) = \arcsin \left[\frac{l_0 \sin \alpha_0}{l(t)} \right] \quad (3.8)$$

Avec $l(t)$ la longueur des fibres musculaires à l'instant t , α_0 est l'angle de pennation à la longueur optimale l_0 des fibres musculaires. La longueur optimale est la longueur du muscle au repos. Le muscle développe une force maximale à cette longueur et pour une activation égale à l'unité. Il est difficile d'évaluer α_0 , ce qui rend complexe toute tentative de faire évoluer l'angle de pennation avec la longueur du muscle. C'est pourquoi on le retrouve régulièrement constant dans les études.

Cependant, l'étude de Scott and Winter [1991] montre que plutôt que de maintenir constant à une valeur arbitraire l'angle de pennation, il est préférable de le négliger. C'est ce que nous ferons par la suite.

Il existe de nombreux autres modèles musculaires, pour certains nettement plus complexes que celui présenté ici (que nous baptiserons *Modèle de Hill-Zajac*). On peut citer par exemple le

modèle de Hatze [1976] qui a notamment développé une approche de la contraction et de l'activation plus sophistiquée que le modèle présenté ici. Cela dit, ce modèle est conçu pour les jambes et les pieds. On peut également citer le modèle de Audu and Davy [1985] qui dissocie la partie active et la partie passive en trois éléments parallèles : une partie contractile fonction de l'activation, un ressort passif représentant l'élasticité du muscle, et un amortisseur passif représentant la viscosité du muscle. Ce modèle, moins utilisé, présente néanmoins des caractéristiques intéressantes, puisque la force résultante se présente sous la forme d'une somme et non d'un produit.

3.4 Conclusion

Ce chapitre a permis de poser les bases de la construction du modèle biomécanique du bras que nous avons développé et exploité au cours de cette thèse. Les définitions anatomiques ont permis de mettre en évidence les mouvements fonctionnels que nous cherchons à évaluer d'un point de vue ergonomique. Une étude plus précise de la zone coude/avant-bras a permis de mettre en évidence les différents mouvements mis en jeu, les muscles impliqués dans ces mouvements et la définition des articulations associées. Ensuite, le court rappel anthropométrique a permis de mettre en exergue la manière dont nous allons définir les paramètres de masse et d'inertie des différents segments du modèle afin de pouvoir en exploiter la dynamique. Enfin, le rappel sur la physiologie musculaire a permis de définir quel modèle nous allons utiliser pour les muscles intégrés dans le modèle musculo-squelettique. A présent, présenter les différentes contributions apportées par cette thèse, en commençant par la description complète de la méthode d'estimation des efforts musculaires par optimisation sous contraintes. En d'autres termes, comment estimer les efforts musculaires à partir de capture de mouvements.

Chapitre 4

Modèle biomécanique du bras et estimation des efforts musculaires par dynamique inverse

4.1 Introduction

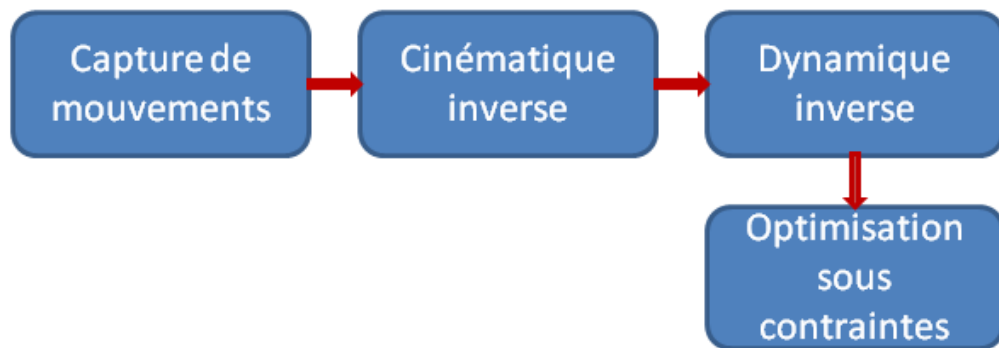


FIG. 4.1 – *Synoptique général de la méthode d'estimation des efforts musculaires proposée.*

Estimer les efforts musculaires dans une démarche par dynamique inverse implique de nombreuses étapes, comme nous avons pu le voir dans le chapitre 2. Notre proposition est résumée dans le synoptique général présenté figure 4.1. Les différentes étapes présentées peuvent être résumées comme il suit :

- (1) La première étape est l'acquisition de données de mouvement réels suivant un scénario prescrit. Ce qui va nous permettre d'obtenir une base de données de mouvements pouvant être mis en jeu dans une situation de travail ;
- (2) La deuxième étape est la proposition d'un modèle cinématique du bras et de l'avant-bras développé avec une attention particulière au niveau du coude. Les données réelles vont permettre une mise à l'échelle du modèle cinématique et ainsi permettre une reconstruction du mouvement réaliste. Ce modèle cinématique est utilisé pour exécuter un algorithme de cinématique inverse, permettant d'obtenir les coordonnées articulaires associées au mouvement à partir des positions des marqueurs ;

- (3) La troisième étape est une étape de dynamique inverse permettant d'obtenir, à partir des coordonnées articulaires et de leurs dérivées (vitesse, accélération articulaires), les couples articulaires associés au mouvement. Les masses et inerties des différents segments sont également mis à l'échelle, en utilisant les méthodes proposées dans le chapitre 3 ;
- (4) La quatrième et dernière étape est l'utilisation de l'ensemble de ces données préliminaires pour réaliser une optimisation sous contraintes permettant d'estimer les efforts musculaires mis en jeu dans la zone coude/avant-bras associés au mouvement. Cette étape primordiale va faire l'objet d'une attention particulière, et nous verrons notamment dans le détail des résultats les limitations d'une telle méthode. Le chapitre 5 présente par ailleurs les modifications apportées à cette optimisation pour améliorer la précision et le réalisme des résultats.

Ce chapitre présente ces quatre étapes en détail. La fin du chapitre est consacrée aux résultats obtenus pour quelques captures de mouvements réalisées en travail préliminaire et à la discussion critique de ces résultats.

4.2 Capture de mouvements

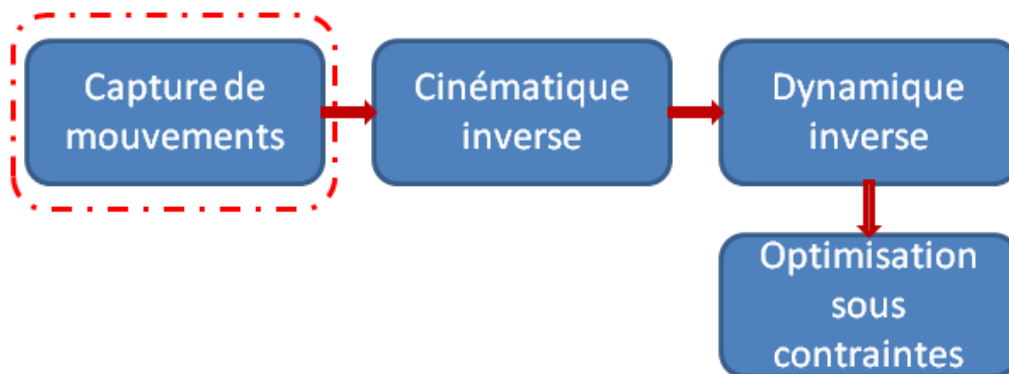


FIG. 4.2 – Position du paragraphe dans la méthode globale.

Dans le synoptique global de la méthode, cette étape est la première, comme le montre la figure 4.2.

4.2.1 Méthodologie de capture

Pour réaliser les captures de mouvements, nous utilisons le système développé par la société VICON®. Ce système permet une capture passive par réflexion de flashes infrarouges des marqueurs à une fréquence de 120Hz .

Notre protocole de capture, permettant la reconstruction des centres articulaires (Reed et al. [1999]), est basé sur la norme H-anim (H-anim [2006]). La figure 4.3 représente la définition des positions des marqueurs d'après cette norme. Chaque segment du corps est localisé par trois marqueurs, permettant la reconstruction de la position et de l'orientation de chaque segment du modèle cinématique associé. Pour améliorer la performance de la reconstruction des positions des marqueurs, des marqueurs antisymétriques sont généralement ajoutés (leur rôle initial étant de pouvoir reconnaître l'orientation globale du corps). Leur utilisation est brièvement expliquée dans la partie suivante.

Sans entrer dans le détail, nos expérimentations se présentent généralement ainsi : un certain

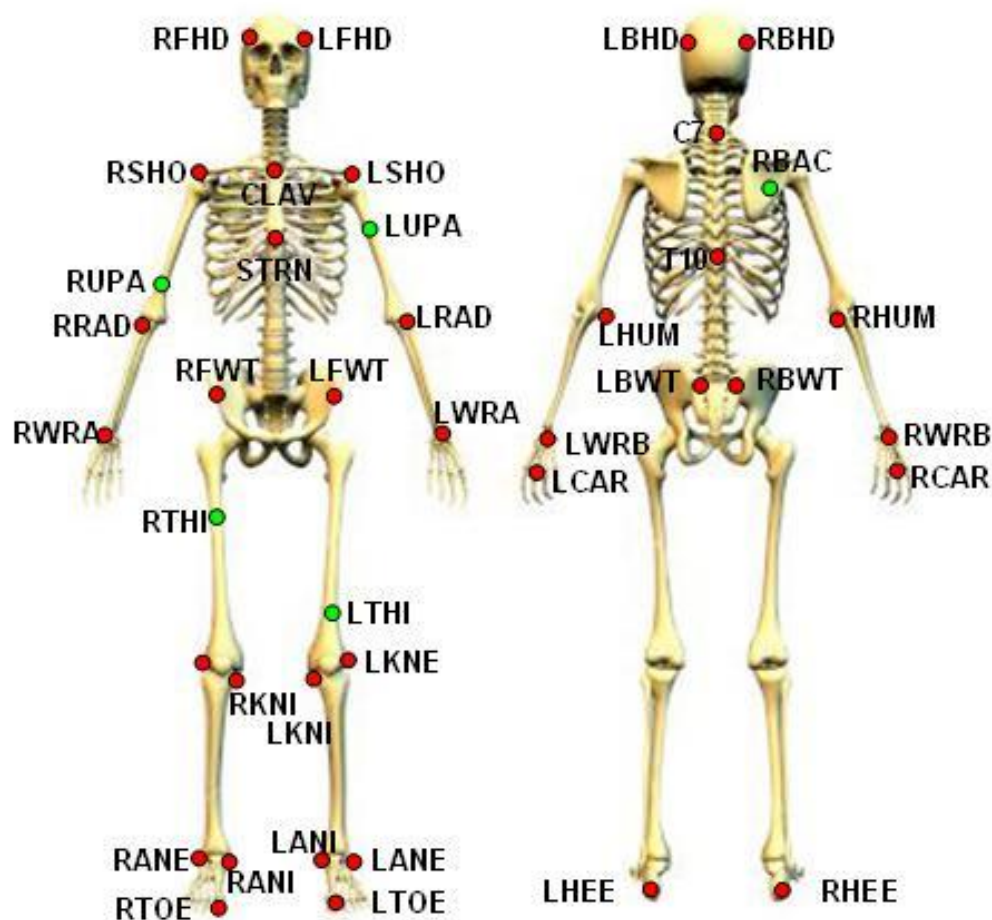


FIG. 4.3 – Définition et localisation des marqueurs de capture.

nombre de sujets réalisent des mouvements de flexion/extension et de pronation/supination à différentes vitesses et en portant différents poids, représentés généralement par des haltères (figure 4.4). Ils réalisent également des mouvements dits libres, permettant de vérifier dans des mouvements plus génériques les résultats obtenus sur les mouvements spécifiques.

4.2.2 Traitement des données

Les données brutes issues de la capture sont généralement incomplètes et bruitées. Tout d'abord, certains marqueurs sont occultés par des obstacles et/ou sont confondus par le système de capture avec d'autres marqueurs (la reconstruction de la position d'un marqueur nécessite qu'il soit vu par au moins trois caméras à la frame considérée, étant donné que deux caméras peuvent induire une confusion entre deux marqueurs proches. Au total, douze caméras sont disposées autour de l'espace de capture). De surcroît, certains marqueurs dits fantômes peuvent apparaître en cours de capture, dû à la réflexion de certains objets présents dans le volume de capture (comme par exemple les haltères, malgré tout le soin que l'on peut apporter à masquer les zones réfléchissantes). Ensuite, un bruit de mesure est souvent présent, dû à la fois à la calibration du système qui va donc générer une imprécision sur la position réelle du marqueur, et sur le mouvement relatif des marqueurs par rapport aux segments. Les marqueurs, collés à la peau, ne suivent pas nécessairement le mouvement des segments (considérés rigides)

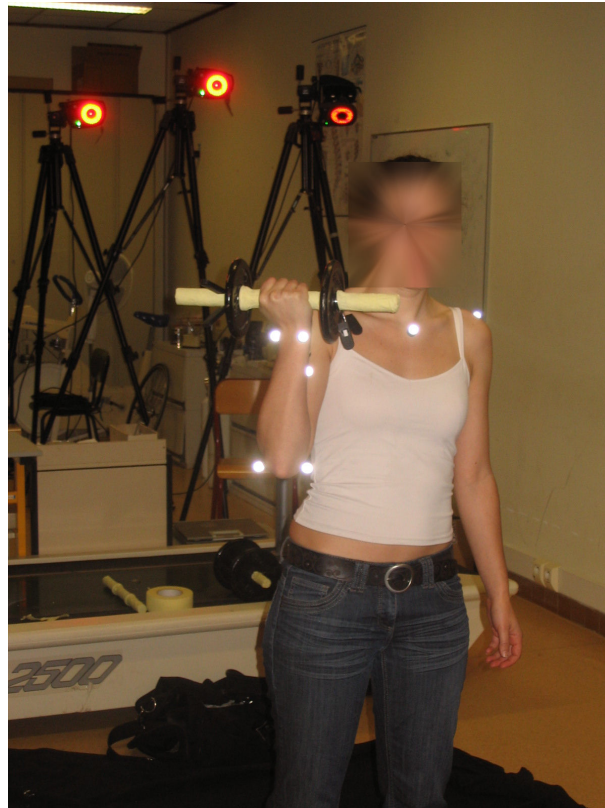


FIG. 4.4 – *Sujet en situation de capture de mouvements.*

puisque la peau glisse elle même sur les tissus. Ces deux considérations impliquent un traitement spécifique des captures avant toute utilisation dans un modèle musculo-squelettique. Le traitement des données de capture de mouvement que nous réalisons peut-être résumé comme suit :

- (1) Reconstruction des positions des marqueurs à partir des rayons enregistrés par les caméras ;
- (2) Désignation automatique des marqueurs par comparaison avec un mouvement de référence (*Range of Motion* ou ROM, réalisée au préalable sur le sujet) ;
- (3) Reconstruction des trajectoires tronquées. Pour ce faire, on utilise différentes méthodes, fonction de la longueur des trajectoires manquantes : Interpolation sous forme de splines pour les plus courtes (20 à 30 frames), reconstruction par *Rigid Bodies* pour les plus longues. Les *Rigid Bodies* désignent un segment ; leur définition se fait à partir de quatre marqueurs appartenant au segment considéré. La trajectoire d'un marqueur manquant est ainsi reconstruite en considérant constante sa localisation vis-à-vis des trois autres (Principe d'équiprojectivité en mécanique du solide rigide) ;
- (4) Suppression des trajectoires non désignées (trajectoires des marqueurs fantômes) ;
- (5) Filtrage et/ou lissage des trajectoires pour diminuer les bruits de mesure.

L'étape de filtrage/lissage est essentielle dans ce processus. En effet, la qualité du résultat va être largement influencée par le traitement réalisé. L'objectif est donc de diminuer le bruit de mesure, mais sans perdre les informations de rotation ou de translation des marqueurs. Diminuer le bruit de mesure garantit une bonne dérivabilité des signaux, essentielle afin de générer des résultats cohérents lors de l'étape de dynamique inverse. Les trois techniques les plus souvent utilisées sont les suivantes :

- **Filtre passe-bas** : ce filtrage est très robuste et rapide. Son inconvénient essentiel est que la fréquence de coupure est à adapter en fonction de la vitesse des mouvements. En effet, des mouvements très lents seront parfaitement reconstruits avec un passe-bas autour de $10Hz$ alors qu'un mouvement rapide sera totalement dénaturé par ce même filtrage. Généralement, les filtres utilisés sont des filtres de Butterworth d'ordre faible (2 à 4) ;
- **Filtre de Kalman** : ce filtrage est adaptatif, au sens où il est directement fonction de la dynamique du signal. Ainsi, malgré un temps de calcul plus conséquent que le filtre passe-bas, il permet un filtrage plus fin, conservant les caractéristiques cinématiques tout en diminuant le bruit. Sa limitation est son manque de robustesse. Devant de grandes variations du signal à filtrer, le résultat peut s'avérer aberrant d'un point de vue cinématique (grandes amplitudes, discontinuités) ;
- **Lissage par interpolation polynomiale** : Les deux techniques précédentes sont intéressantes au sens où elles permettent un filtrage du signal en temps réel. Ici, comme nous travaillons sur des captures hors-ligne, une technique de lissage par interpolation polynomiale peut-être préférée aux deux précédentes. Un tel lissage assure une continuité du signal qui permet une excellente dérivabilité, tout en conservant les caractéristiques du signal si le polynôme est de degré suffisamment élevé. Enfin, son coût en temps de calcul reste très faible. La qualité du signal final dépendra exclusivement de ce degré polynômial. L'inconvénient de cette méthode est qu'elle ne restitue pas bien les à-coups durant le mouvement (comme par exemple dans le cas de la marche). Comme nous nous intéressons au cas du bras, nous ne sommes pratiquement jamais confrontés à des mouvements avec à-coup.

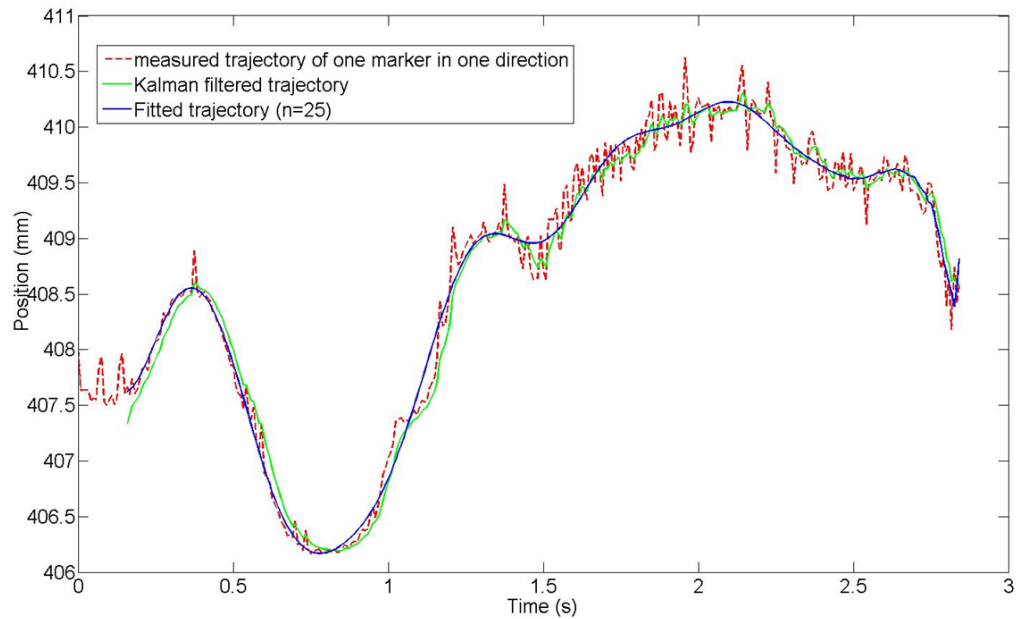


FIG. 4.5 – Modes de filtrage des trajectoires de marqueur. En rouge : signal non filtré. En vert : filtre de kalman. En bleu : lissage par interpolation polynômiale.

La figure 4.5 montre la différence entre les deux derniers traitements du signal proposés. Dans le cadre de cette thèse, nous utilisons le lissage par interpolation polynomiale, car il garantit la dérivabilité du signal lors de l'étape de dynamique inverse. En effet, cette méthode s'avère la plus robuste et la perte en précision (l'erreur) reste inférieure à 1%, ce qui est comparable à l'erreur issue de la calibration du système de capture (5mm pour une distance de 1m, soit 0.5%).

4.3 Cinématique inverse

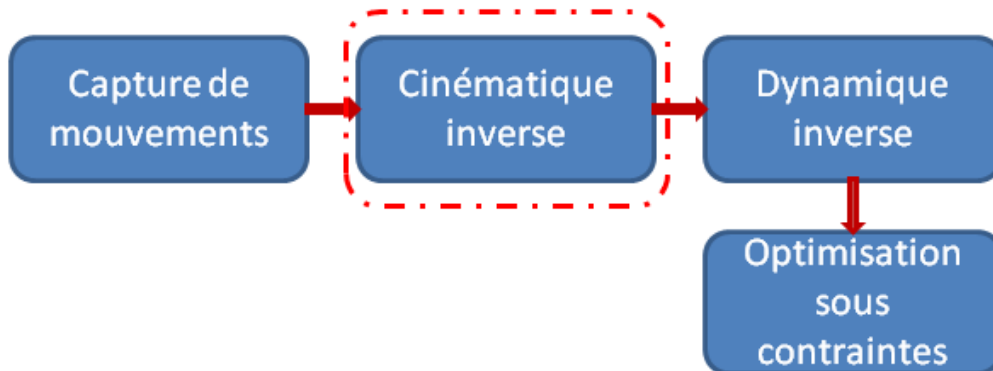


FIG. 4.6 – Position du paragraphe dans la méthode globale.

Une fois le mouvement capturé et pré-traité, l'étape suivante consiste à calculer les coordonnées articulaires du modèle cinématique associé au bras. La figure 4.6 montre la situation de cette étape dans le synoptique global de la méthode.

4.3.1 Modèle cinématique

Le modèle cinématique est basé sur l'anatomie fonctionnelle, afin de pouvoir exploiter les résultats en complément d'une méthode d'évaluation ergonomique de type posturale. Comme nous l'avons expliqué dans le chapitre précédent, l'ensemble des mouvements possibles est une combinaison, pour chaque segment, des trois mouvements descriptifs : flexion/extension, adduction/abduction et pronation/supination. A la différence de nombreux modèles biomécaniques, l'objectif n'est pas d'avoir un comportement local très réaliste (en tenant compte, par exemple, des surfaces fonctionnelles constituant les liaisons/articulations), mais d'obtenir un comportement global réaliste et précis.

Le modèle cinématique que nous avons développé est présenté figure 4.7. Comme nous nous intéressons à la fois au coude et à l'avant-bras, toutes les articulations définies en amont sont ici pour garantir un bon positionnement et une bonne orientation du bras. Ce qui est appelé dans le modèle "pré-positionnement" constitue en fait la mise en position à chaque frame du tronc. Ce pré-positionnement assure le déplacement du solide rigide tronc dans l'espace. Par exemple, une personne marchant dans le volume de capture verra son bras toujours repositionné vis-à-vis du centre du repère tronc. Ensuite, le centre articulaire de l'épaule est positionné vis-à-vis du tronc à l'aide d'une liaison sphérique (angles $[q_1, q_2, q_3]$). Ici les limites articulaires restent confinées entre -10° et 10° . Il s'agit juste de s'assurer que la personne se tient droite et reste dans les conditions d'expérimentation. L'épaule est également définie comme une liaison sphérique (angles $[q_4, q_5, q_6]$). D'un point de vue fonctionnel, c'est inexact, car on sait que le centre articulaire de l'épaule glisse le long de la clavicule lors de l'élévation (adduction). Les modèles de Van Der Helm [1994] et Maurel et al. [1996] tiennent par ailleurs compte de ce degré de liberté supplémentaire. Mais les mouvements que nous cherchons à étudier ne sollicitent pas de mouvement au niveau de l'épaule, ou bien de manière très mineure. Le bras reste le long du corps. Dans ce cas, la liaison sphérique est suffisante à décrire son mouvement. Le coude est une liaison pivot, dont l'axe de rotation (angle q_7) est défini par la droite passant par l'épicondyle médial (humérus) et la tête radiale (radius). C'est une description classique de cette articulation. Le cas de la pronation/supination de l'avant-bras est plus complexe. En effet, le déplacement de l'articulation radio ulnaire distale implique qu'il faille modifier l'axe de rotation en fonction de l'angle de rotation, ce qui revient à ajouter encore un degré de liberté. Par choix, encore dans l'optique d'avoir un résultat comparable à celui que l'on

peut avoir dans le cas d'une évaluation ergonomique posturale, nous avons décidé de nous placer sur une orientation mécanique moyenne de cet axe, définie en position neutre ($q_8 = 0^\circ$) entre le centre articulaire du coude (moyenne entre les positions de l'épicondyle médial et la tête radiale) et la position de l'articulation radio-ulnaire distale (moyenne entre les positions de l'appendice styloïde du radius et de l'appendice styloïde de l'ulna). Enfin, les angles q_9 et q_{10} représentent respectivement la flexion/extension et l'adduction/abduction du poignet. Les différentes limites articulaires associées au modèle sont définies dans la table 4.1.

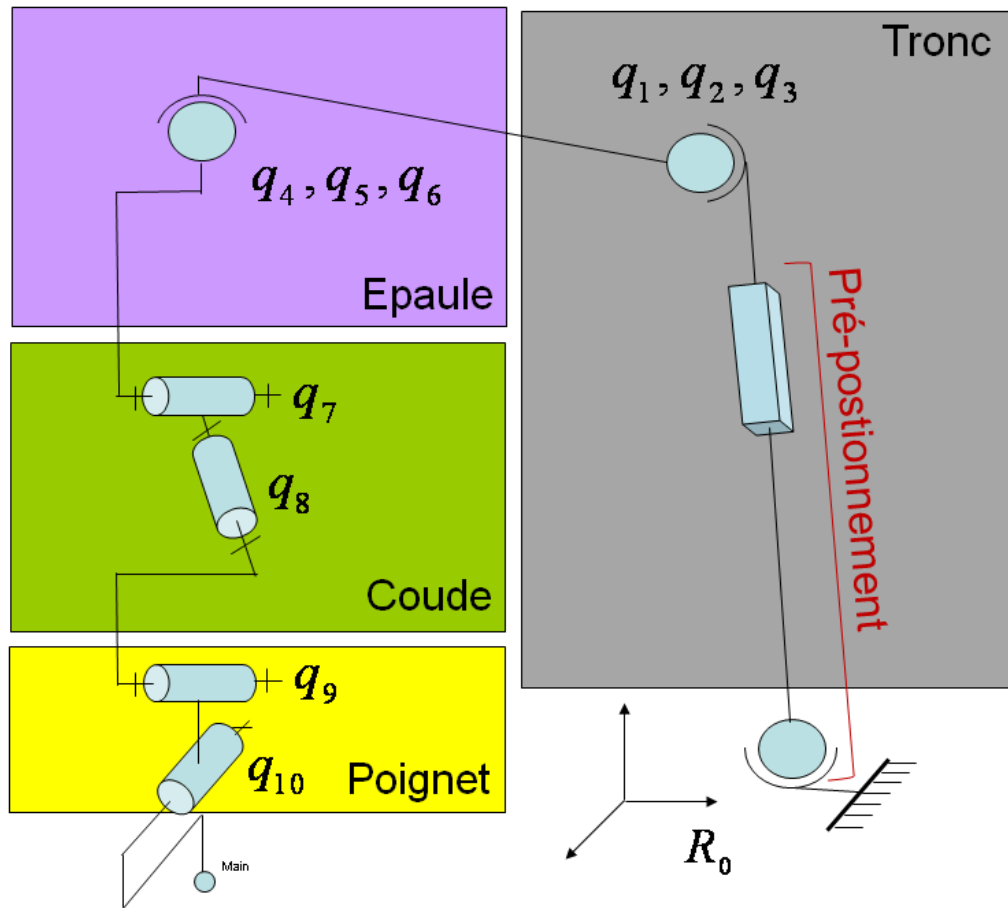


FIG. 4.7 – Modèle cinématique du bras.

4.3.2 Algorithme de cinématique inverse

Afin de pouvoir obtenir les coordonnées articulaires associées au mouvement considéré, nous devons exécuter à chaque frame un algorithme de cinématique inverse. Le paragraphe suivant explique son fonctionnement.

Chaque segment du corps est défini par le positionnement de trois marqueurs dans l'espace. Cette définition permet de reconstruire, pour chaque segment, la position et l'orientation du repère associé, comme le montre la figure 4.8. Tout d'abord, on définit un plan avec deux vecteurs (figure 4.8 : \vec{AD} et \vec{DC}). Le produit vectoriel de ces deux vecteurs donne le troisième constituant la base directe d'orientation du segment. Comme le premier vecteur est celui associé au segment dans sa direction longitudinale, nous assurons la construction de la base orthonormée en réalisant le produit

Angle	Fonction	Limites(°)
q_1	Orientation du tronc 1	[-10,10]
q_2	Orientation du tronc 2	[-10,10]
q_3	Orientation du tronc 3	[-10,10]
q_4	Flexion/Extension de l'épaule	[0,180]
q_5	Adduction/Abduction de l'épaule	[-60,90]
q_6	Rotation interne de l'épaule	[-90,30]
q_7	Flexion/Extension du coude	[0,150]
q_8	Pronation/Supination de l'avant-bras	[0,160]
q_9	Flexion/Extension du poignet	[-80,90]
q_{10}	Adduction/Abduction du poignet	[-50,20]

TAB. 4.1 – *Fonctions et limites articulaires du modèle cinématique développé.*

vectorel du troisième vecteur avec ce premier vecteur afin de redéfinir le deuxième vecteur. L'origine du repère associé au segment est confondue avec le centre articulaire en amont du segment. Les centres articulaires sont obtenus à partir des tables de Reed et al. [1999].

Une fois ces orientations reconstruites, nous avons donc défini pour chaque segment du modèle

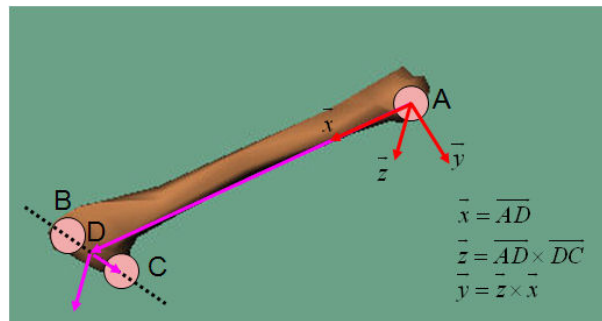


FIG. 4.8 – *Reconstruction de l'orientation d'un segment.*

cinématique une matrice de transformation au sens robotique 0T_j :

$$\begin{pmatrix} s_x & n_x & a_x & P_x \\ s_y & n_y & a_y & P_y \\ s_z & n_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Où les vecteurs s , n et a sont les vecteurs unitaires de R_j exprimés dans R_0 . P contient les coordonnées de l'origine du repère R_j exprimée dans R_0 , en d'autres termes les coordonnées du

centre articulaire proximal du segment.

Comme nous connaissons l'orientation et la position de chaque segment, nous réalisons ensuite leur remplacement segment par segment en partant du tronc vers la main. Pour chaque segment, nous allons résoudre un système réduit d'équations entre l'orientation réelle (que nous venons de calculer) et la combinaison des matrices de rotation associées à l'articulation en amont du segment. Par exemple, pour orienter et placer l'épaule, nous allons résoudre le système réduit proposé à la figure 4.9. Une vérification des signes des angles articulaires assure leur continuité au cours du temps. On vérifie également que les angles restent dans les limites articulaires définies précédemment. L'avantage de procéder à une résolution algébrique réside dans la vitesse d'exécution, proche de $1000Hz$. Cet algorithme a été développé et mis en oeuvre à l'aide de *Matlab®*.

Cette méthode procure de bons résultats en précision, puisque l'erreur de reconstruction en utilisant les longueurs moyennes des segments reste inférieure à 5%. Évidemment, il existe nombre d'algorithmes de cinématique inverse exploitables pour réaliser ces calculs, comme par exemple les méthodes par jacobienne inverse (assistées d'une tâche secondaire ou non), ou encore les méthodes par minimisation de la distance entre les positions des marqueurs reconstruits et les positions des marqueurs réels (Pronost and Dumont [2007]). Des résultats plus détaillés seront présentés à la fin de ce chapitre. Le prototypage de cette fonction sous *Matlab®* a donné lieu à un travail sur l'export de code générique vers des projets C++, afin d'estimer l'apport en temps de calcul d'un tel export pour ce type de fonction. Ce travail a été réalisé par un stagiaire de master 1 que j'ai encadré durant 3 mois. Le gain en terme de temps de calcul est négligeable, en revanche la généricité du code exporté rend son utilisation simple et rapide dans n'importe quel projet C++ de plus grande envergure. C'est un apport non négligeable car on peut considérer qu'un prototypage efficace de fonctions sous *Matlab®* peut être un gain de temps notable dans le cadre du développement d'un projet, et l'export de ce code vers une plateforme de développement C++ permet de se passer d'une étape de recodage des fonctions prototypées.

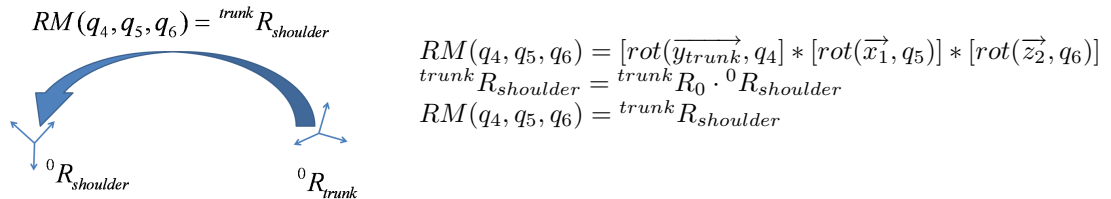


FIG. 4.9 – Définition de l'orientation de l'épaule pour la frame i , où $RM(q_4, q_5, q_6)$ est la matrice de rotation issue de la combinaison des angles de rotation q_4 , q_5 et q_6 définis précédemment. On compare donc cette matrice à la matrice obtenue en exploitant les deux matrices d'orientation absolues des segments "trunk" et "shoulder", obtenues à partir des marqueurs pour la frame i .

4.4 Dynamique inverse

À présent que les coordonnées articulaires ont été calculées, l'étape suivante consiste à calculer les couples articulaires associés au mouvement, en d'autres termes les couples moteurs permettant au bras de bouger. Pour ce faire, nous avons développé un modèle dynamique générique du bras permettant d'estimer les couples articulaires à partir du mouvement des articulations. Dans le synoptique global de la méthode, cette étape est mise en évidence figure 4.10.

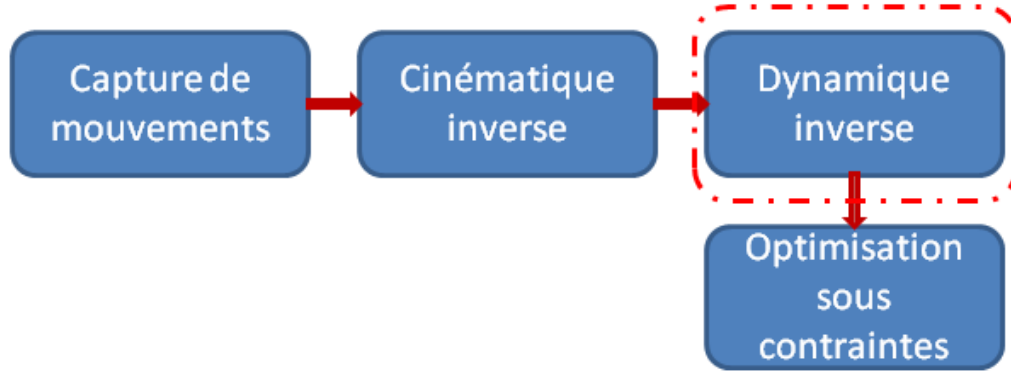


FIG. 4.10 – Position du paragraphe dans la méthode globale.

4.4.1 Modèle dynamique

Le modèle dynamique que nous avons prototypé, à l'aide de *Matlab®-Simmechanics™*, est un modèle générique du bras droit. Les articulations sont définies au moyen de liaisons mécaniques, tandis que les segments sont représentés comme des solides rigides. Enfin les sollicitations extérieures sont facilement modélisées, sous la forme de poids supplémentaires ou d'efforts extérieurs dont les points d'application sont facilement définissables sur les solides rigides. Le modèle est mis à l'échelle du sujet avant tout calcul, en utilisant les données issues du modèle cinématique pour les liaisons et en mettant à l'échelle automatiquement les différentes longueurs, masses et inerties des segments en fonction des données de capture et des tables de de Leva P. [1996]. Une vue d'ensemble du modèle générique est présentée figure 4.11.

Pour pouvoir résoudre les équations du mouvement, comme nous le présentons dans la partie

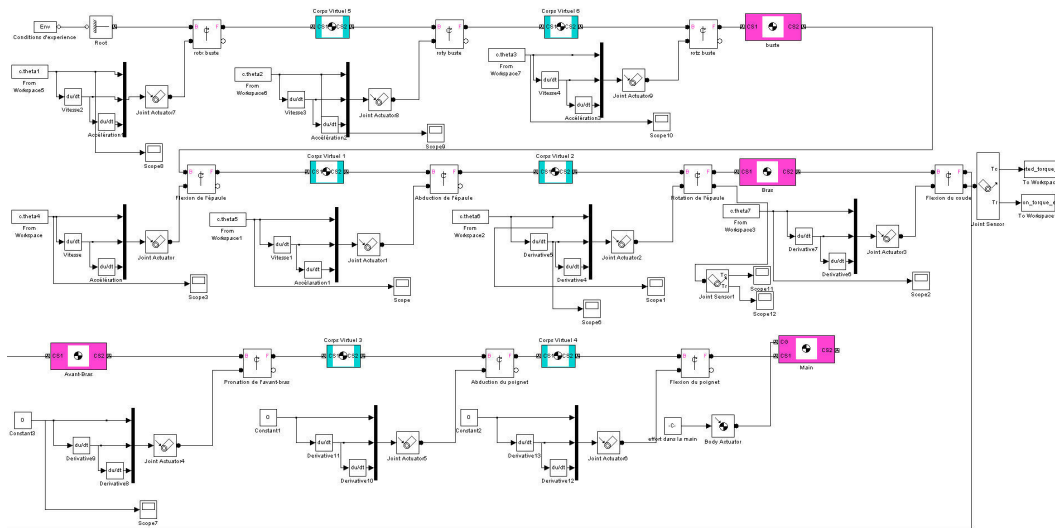


FIG. 4.11 – Modèle dynamique générique sous *Matlab®-Simmechanics™*.

suivante, le modèle a besoin en entrée des actionneurs de la position articulaire, mais également de la vitesse et de l'accélération articulaire, comme on peut le voir figure 4.12. Pour ce faire, deux dérivations numériques successives de la position articulaire de chaque articulation est réalisée, suivant la formule suivante à chaque frame (les dérivées sont définies égales à celles de la frame 2 pour la frame initiale, afin d'éviter les discontinuités) :

$$\dot{q}(i) = \frac{q(i) - q(i-1)}{dT} \quad (4.2)$$

où $q(i)$ est la coordonnée articulaire à la frame i et T la période d'échantillonnage ($\frac{1}{T} = 120Hz$). Ces dérivées numériques très simples ont une forme continue, grâce au filtrage/lissage effectué sur les trajectoires des marqueurs de la capture de mouvement.

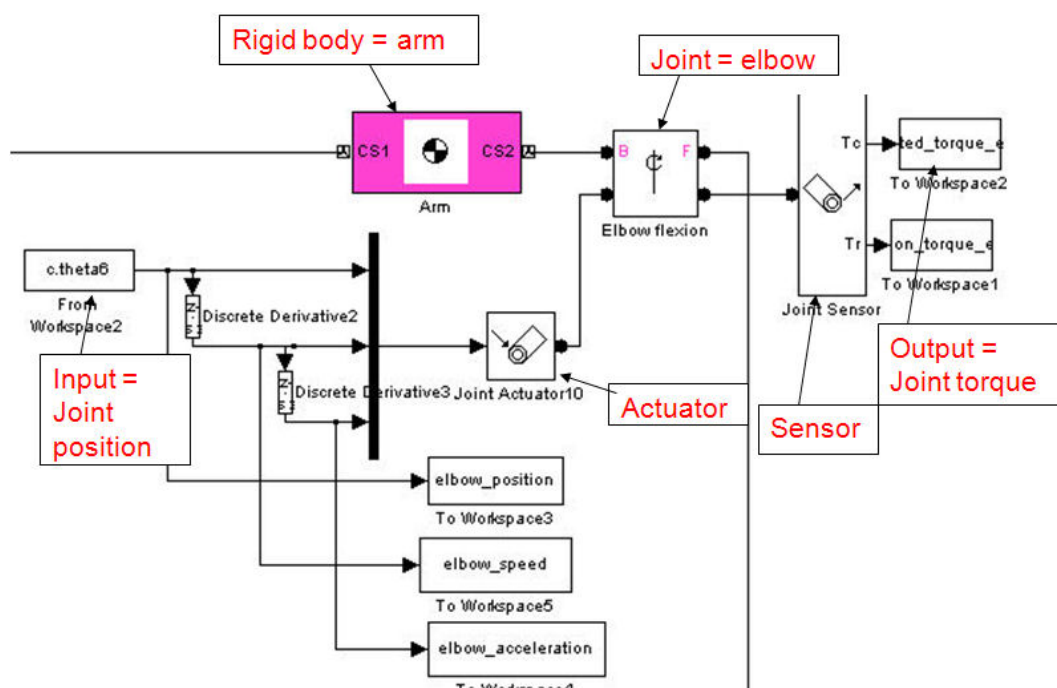


FIG. 4.12 – *Zoom sur l'articulation du coude.*

4.4.2 Algorithme de dynamique inverse

Le logiciel vient résoudre les équations génériques du mouvement, en d'autres termes obtenir les couples articulaires nécessaires au mouvement. L'équation générique du mouvement utilisée est la suivante :

$$\overline{\vec{M}}(\vec{q}) \cdot \vec{q} + \overline{\vec{C}}(\vec{q}, \vec{q}) + \overline{\vec{G}}(\vec{q}) + \overline{\vec{E}} + \overline{\vec{\Gamma}_m} = \vec{0} \quad (4.3)$$

Considérant les 10 degrés de libertés inclus dans le modèle, $\overline{\overline{M}}(\vec{q})$ est la matrice de masse (10×10), $\vec{C}(\vec{q}, \dot{\vec{q}})$ les efforts centrifuges et de Coriolis (10×1), $\vec{G}(\vec{q})$ les efforts gravitationnels (10×1) et \vec{E} les efforts extérieurs (généralement mis sous la forme d'une quantité de mouvement, du fait de leur modélisation sous la forme de poids et d'inerties supplémentaires, comme dans le cas des haltères). $\vec{\Gamma}_m$ représente les couples articulaires nécessaires au mouvement (10×1). En d'autres termes ce sont les couples générés par les muscles au niveau des articulations qui servent par la suite à réaliser l'optimisation sous contraintes.

4.5 Estimation des efforts sous contraintes

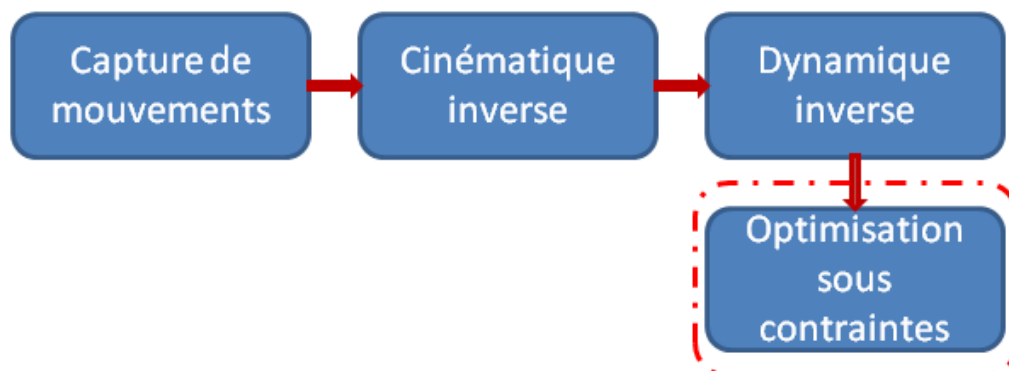


FIG. 4.13 – Position du paragraphe dans la méthode globale.

Une fois les couples articulaires obtenus, nous pouvons passer à l'estimation à proprement parler des efforts musculaires. Pour ce faire, il faut définir tout d'abord les origines et insertions des différents muscles impliqués afin de pouvoir évaluer leurs contributions (par l'intermédiaire du calcul des bras de levier), et ensuite adopter une stratégie d'estimation. Notre choix s'est porté sur une stratégie par minimisation d'une fonction de coût sous contraintes dans un premier temps. Cette étape est mise en avant figure 4.13.

4.5.1 Modèle musculo-squelettique

Origines, points de passage, insertions et capacités musculaires

La définition des points d'attache des muscles est d'une importance capitale lors de l'estimation des efforts. En effet, ce sont ces considérations qui vont déterminer les bras de levier, or ces bras de levier vont directement induire des erreurs sur l'estimation si ils sont mal évalués. Si certains muscles ont une seule origine et une seule insertion, et n'interviennent que dans un seul mouvement, ce n'est pas le cas pour tous, comme le présente le tableau 3.1 du chapitre 3. Deux choix s'offrent alors pour réaliser leur modélisation : considérer plusieurs muscles séparés, ayant leurs propres caractéristiques et leurs propres capacités physiologiques, comme c'est proposé dans le modèle de Holzbaur et al. [2005] ou encore Pennestrì et al. [2007].

La seconde option consiste à considérer une seule origine et une seule insertion, en réalisant une moyenne pondérée des différentes composantes du muscle considéré. Nous avons choisi de procéder de cette manière, par souci de simplicité lors de l'évaluation ergonomique (un muscle = un effort). Par ailleurs, nous avons décidé de ne pas utiliser de *warping points* (points de passage) dans la définition des lignes d'action des efforts musculaires, dans un souci de rapidité d'évaluation des bras de levier. Ce point sera plus amplement abordé dans la discussion.

Ainsi, pour les muscles à multiples origines et/ou insertions, nous procédons à la transformation présentée figure 4.14. Les muscles pouvant avoir un rôle double (comme le biceps) sont donc ici redéfinis avec une seule insertion, qui va servir à l'estimation de deux bras de levier, en fonction des projections réalisées. Les origines et les insertions sont basées sur les données issues de Dalley and Moore [1999] et adimensionnalisées. Pour chaque nouveau sujet, elles sont remises à l'échelle par une transformation linéaire entre la longueur réelle de l'humérus et du radius et la longueur de référence :

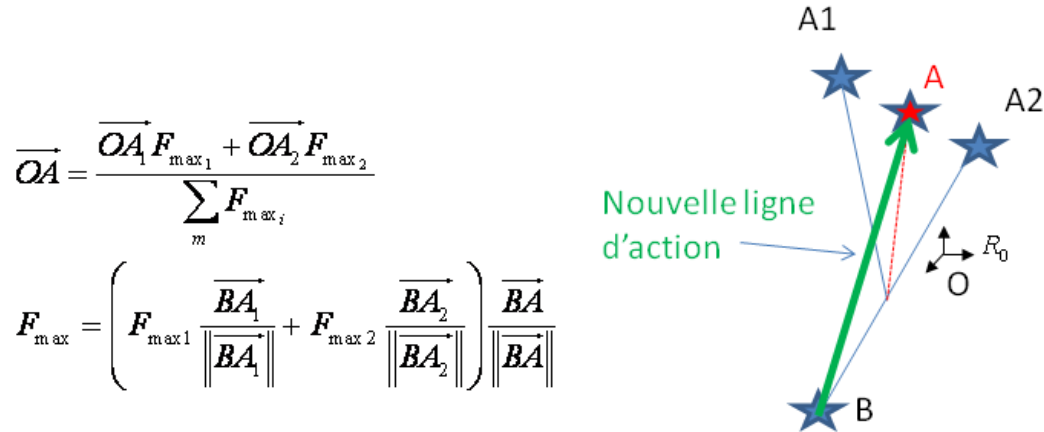


FIG. 4.14 – Redéfinition de l'origine et de l'effort isométrique maximal d'un muscle à origines multiples.

Muscle	Origine (adimensionnelle)	Insertion (adimensionnelle)
Biceps	$[-0.085 \ -0.043 \ 0.043]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[-0.045 \ 0.045 \ -0.099]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Triceps	$[0.043 \ -0.021 \ 0.128]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[0.062 \ 0 \ -0.037]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Brachialis	$[-0.037 \ 0 \ -0.531]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[-0.05 \ -0.025 \ -0.124]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Brachioradialis	$[-0.043 \ 0 \ -0.798]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[0 \ -0.099 \ -0.943]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Anconeus	$[0.043 \ 0.085 \ -0.957]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[0.037 \ 0.025 \ -0.124]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Pronator teres	$[0.043 \ 0.106 \ -0.957]^i_{R_{\text{shoulder}}}$	$[0.05 \ 0.025 \ -0.298]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Pronator quadratus	$[0.037 \ 0.05 \ -0.868]^i_{R_{\text{elbow}}}$	$[0.037 \ -0.074 \ -0.868]^i_{R_{\text{elbow}}}$
Supinator	$[-0.198 \ 0 \ 0.05]^i_{R_{\text{elbow}}}$	$[0 \ 0.099 \ -0.55]^i_{R_{\text{elbow}}}$

TAB. 4.2 – Origines et insertions adimensionnelles des muscles du modèle.

$$\overrightarrow{OA_{iR_j}} = {}^{adim}\overrightarrow{OA_{iR_j}} \cdot l_{\text{humerus}} \quad (4.4)$$

Les coordonnées adimensionnalisées des origines et insertions musculaires sont données dans la table 4.2. Afin de pouvoir réaliser l'estimation des efforts, il faut également définir les capacités physiologiques des muscles mis en jeu. C'est un point extrêmement problématique, puisque les capacités musculaires d'un individu à l'autre sont rarement les mêmes, et ce d'autant plus que les capacités musculaires sont aussi liées à la longueur des muscles au repos. De surcroît, les forces isométriques maximales sont fonction de la position articulaire (Von Kinsky and Zomlefer [1996]). Ces quelques remarques rendent très arbitraire tout choix de limites physiologiques pour les muscles. Comme nous n'avons pas d'informations a priori sur les capacités musculaires d'un sujet, nous avons choisi de nous baser sur les valeurs proposées par Holzbaur et al. [2005] pour définir les limites physiologiques des différents muscles, à ceci près que les valeurs des longueurs des muscles au repos sont calculées sujet par sujet dans les positions articulaires considérées neutres. En effet, physiologiquement, les muscles impliqués dans la flexion/extension du coude par exemple vont développer leurs capacités maximales lorsque le coude est à demi fléchi ($q_7 = 90^\circ$). Cette modification des données est rendue nécessaire par la présence de morphologies très différentes chez les sujets d'expérience. Définir les mêmes longueurs au repos pour tous les sujets n'a aucun sens, sachant que les capacités musculaires en seront fortement affectées. Par contre, leur donner une valeur moyenne, même imprécise, mais basée sur leur longueur réelle, limite l'impact de la relation force-longueur sur leurs capacités.

Les capacités maximales (les forces isométriques maximales) sont moins problématiques, car même si leurs valeurs s'avèrent inexactes, ce qui va jouer lors de l'estimation va être le ratio entre

Muscle	f_0 (N)
Biceps	660
Triceps	980
Brachialis	990
Brachioradialis	260
Anconeus	350
Pronator teres	560
Pronator quadratus	75
Supinator	480

TAB. 4.3 – Définition des forces isométriques maximales définies d’après Holzbaur et al. [2005] et l’équation de la figure 4.14.

ces valeurs. On peut raisonnablement supposer que les sujets, sans entraînement spécifique d’un muscle particulier, vont avoir un ratio sensiblement identique entre les capacités de leur biceps et celle de leur brachialis, par exemple. Le problème se pose au niveau de l’estimation finale : comment s’assurer que l’activation musculaire calculée correspond bien à l’activation mesurée, puisque l’échelle est biaisée par cette donnée ? C’est également un point qui sera abordé dans les résultats et la discussion. Le tableau 4.4 regroupe les capacités des différents muscles considérés dans le modèle. La figure 4.14 montre de quelle manière, à partir de la redéfinition des lignes d’action, les efforts isométriques maximum sont réévalués.

Calcul des bras de levier

Un bras de levier, par définition, est la distance entre la ligne d’action d’un muscle et l’axe de l’articulation sur laquelle il agit. En utilisant le principe des travaux virtuels, An et al. [1984b] ont défini de manière générique un moyen de calcul de ces bras de levier. Par exemple, pour un muscle j agissant sur une articulation i , le bras de levier $R_{ij}(q)$ est donné par :

$$R_{ij}(q) = -\frac{\partial L_j(q)}{\partial q_i} \quad (4.5)$$

Où $L_j(q)$ est la longueur du muscle de son origine à son insertion, dépendant de une ou plusieurs coordonnées articulaires (le vecteur q représente l’ensemble des coordonnées articulaires) et q_i la coordonnée articulaire de l’articulation considérée. Cette méthode nécessite donc une définition précise des longueurs/insertions et de leurs orientations vis-à-vis du squelette (points de passage, etc...). Dans notre cas, nous avons décidé de réaliser les bras de levier à partir de leur définition initiale, comme l’explique la figure 4.15. Comme l’illustre cette figure, la contribution du biceps pour la flexion/extension du coude q_7 pour une frame i donnée sera calculé comme suit :

$$F_B(i) \cdot R_B^{f/e} = \left[\overrightarrow{O_1 A} \times F_B(i) \frac{\overrightarrow{AB}}{\|\overrightarrow{AB}\|} \right] \cdot \vec{k}_1 \quad (4.6)$$

Alors que pour la pronation/supination de l’avant-bras q_8 le calcul sera réalisé comme suit :

$$F_B(i) \cdot R_B^{p/s} = \left[\overrightarrow{O_2 A} \times F_B(i) \frac{\overrightarrow{AB}}{\|\overrightarrow{AB}\|} \right] \cdot \vec{k}_2 \quad (4.7)$$

Ceci implique qu’à chaque pas de temps on reconstruise les positions des origines et des insertions musculaires dans le repère global, en fonction des coordonnées articulaires pour la frame. Ainsi, on peut réaliser le calcul de la matrice des contributions, qui va tout simplement regrouper l’ensemble des contributions des différents muscles et les mettre en regard des couples articulaires à générer. Cette matrice va alors générer automatiquement les contraintes bilatérales associées au

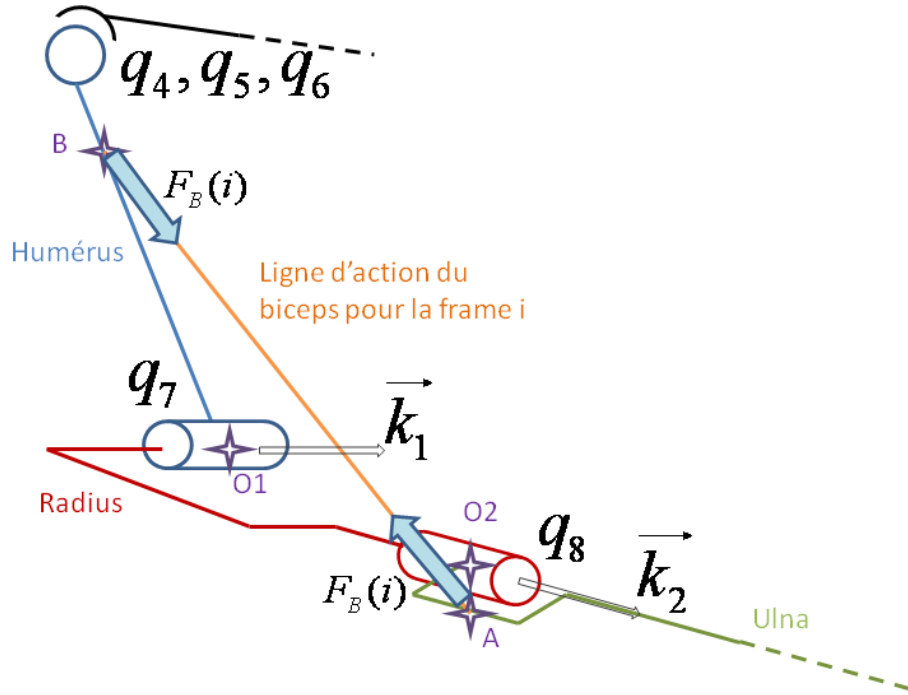


FIG. 4.15 – Définition des bras de levier du biceps pour une configuration donnée. A est l'insertion du biceps, B son origine, O_1 le centre articulaire de flexion/extension du coude, O_2 le centre articulaire de la pronosupination de l'avant-bras.

problème d'optimisation, comme nous allons l'expliquer dans le paragraphe suivant. Par ailleurs, la définition même de ces bras de levier implique que seul l'axe mécanique d'une liaison n'aura d'influence sur le bras de levier, ce qui permet une relative incertitude quant aux centres articulaires. En effet, quelque soit la position des points O_1 et O_2 sur l'axe mécanique de leurs articulations respectives, le bras de levier calculé restera le même.

Les figures 4.16 et 4.17 présentent respectivement les bras de levier des muscles impliqués dans la flexion/extension et la pronation/supination. Ils sont présentés à chaque fois en fonction de l'angle de l'articulation considérée, pour une position neutre (en d'autres termes, sans influence d'une articulation sur une autre). Ainsi on peut les comparer à d'autres modèles de bras de levier définis pour le coude et l'avant-bras. L'étude la plus poussée de ce point de vue est celle de Murray et al. [1995], nous avons donc réalisé des comparaisons entre les deux modèles, en mettant notre modèle adimensionnel à l'échelle du modèle de Murray et al. . Sur les données comparables, on constate que les bras de levier ont sensiblement les mêmes ordres de grandeur, sauf dans le cas de la contribution du brachioradialis pour la pronation/supination. D'après le modèle développé par Murray, il est très difficile d'évaluer la qualité des bras de levier impliqués dans la pronation/supination de l'avant-bras, car à la fois les méthodes de mesure et les points d'origine et d'insertion (et a fortiori les points de passage) sont difficiles à définir. Cette comparaison permet néanmoins de mettre en évidence une nette différence dans les estimations des bras de levier pour les positions extrêmes. En effet, avec notre modèle les bras de levier décroissent sensiblement à ces positions alors qu'avec le modèle de Murray et al. ils gardent une valeur relativement stable. Cette différence pourrait générer des résultats aberrants lorsque ces positions sont atteintes, mais malgré tout les valeurs minimales restent dans des ordres de grandeur compatibles avec les couples à générer.

Une autre manière de vérifier que nous nous situons dans des ordres de grandeur satisfaisants pour les bras de levier est d'estimer le couple isométrique maximal disponible en fonction de l'angle de flexion. Si l'on regarde la figure 4.18, on remarque qu'en comparaison des résultats

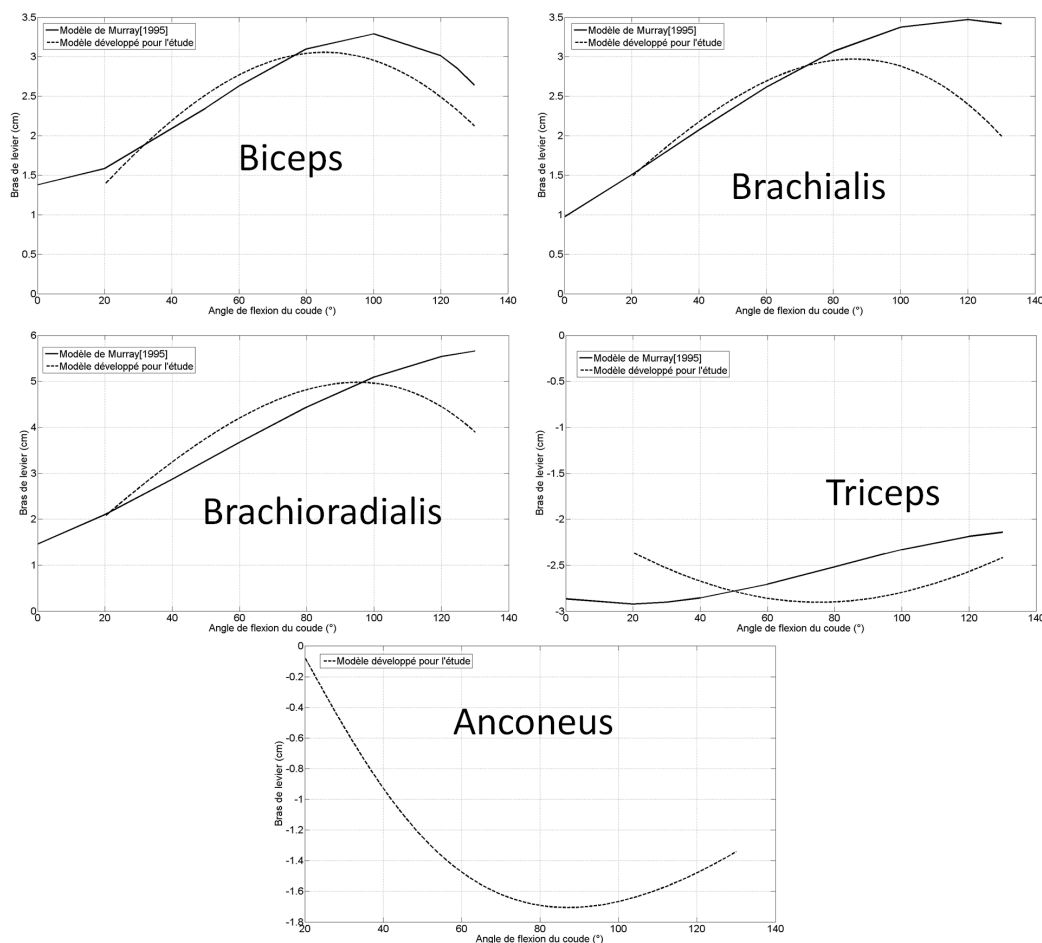


FIG. 4.16 – *Bras de levier des muscles impliqués dans le mouvement de flexion/extension du coude, en fonction de l'angle de flexion du coude. Les bras de levier sont donnés pour une position neutre ($q_8 = 80^\circ$) de l'avant-bras. Lorsque des données sont disponibles depuis l'article de Murray et al. [1995], elle sont mises en concurrence en trait plein avec les données calculées pour l'étude (trait pointillé).*

obtenus par Knapik et al. [1983] nous avons un résultat en flexion correspondant tout à fait à un humain "moyen" (le modèle a été mis à l'échelle d'un sujet moyen de cette étude, c'est à dire un sujet de 1m75). Le couple isométrique maximal suit une évolution identique, tandis que sa magnitude est parfaitement placée entre les deux courbes (homme en rouge et femme en vert). Cependant, on remarque que le couple isométrique obtenu pour les extenseurs est plus faible qu'attendu, et sensiblement équivalent au couple isométrique moyen obtenu pour les femmes dans l'étude. Ainsi, malgré une évolution en fonction de l'angle d'extension satisfaisante, la magnitude du couple isométrique maximal d'extension est faible.

Si l'on regarde le couple isométrique maximal développé par le coude en flexion et en extension sur le modèle (mis à l'échelle pour un sujet mesurant 1m75), on remarque que les résultats obtenus sont proches des résultats obtenus expérimentalement par Holzbaur et al. [2007], comme le montre la figure 4.19. Ce qui nous amène à penser que les capacités maximales du modèle que nous avons développé sont tout à fait valables et proches de la réalité. Le fait de se baser sur un modèle d'humain moyen implique que la distinction de genre (homme ou femme) ne rentre pas en considération. Cette constatation implique que le modèle présente des capacités mécaniques proches de celles observées expérimentalement. Il peut être judicieux de modifier les capacités musculaires maximales en fonction du genre dans des études plus approfondies du problème, afin d'obtenir des

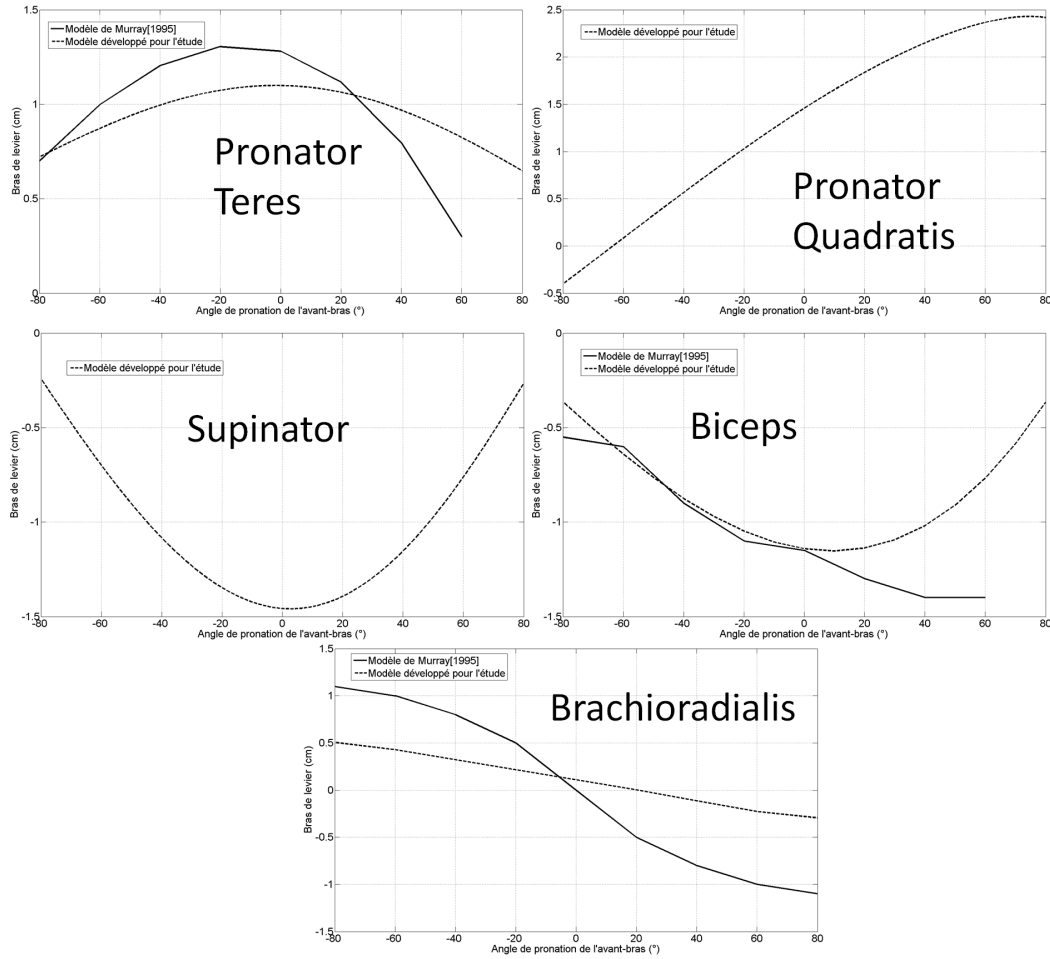


FIG. 4.17 – *Bras de levier des muscles impliqués dans le mouvement de pronation/supination de l'avant-bras, en fonction de l'angle de pronation de l'avant-bras. Les bras de levier sont donnés pour une position neutre ($q_7 = 90^\circ$) du coude. Lorsque des données sont disponibles depuis l'article de Murray et al. [1995], elle sont mises en concurrence en trait plein avec les données calculées pour l'étude (trait pointillé). Il est à noter qu'à titre de comparaison, les limites articulaires de la pronation/supination ont été adaptées entre -80° et 80° .*

couples isométriques maximum plus cohérents pour les hommes et les femmes.

4.5.2 Optimisation sous contraintes

A l'issue du calcul de dynamique inverse, nous obtenons les couples articulaires Γ_m générés par les muscles permettant le mouvement du bras. A Présent, il faut pouvoir réaliser une estimation des efforts musculaires produits permettant l'obtention de ces couples. Nous avons précédemment défini les 8 muscles impliqués dans le mouvement de flexion/extension du coude et la pronation/supination de l'avant-bras. Ces deux articulations nous donnent donc deux équations d'équilibre contenant 8 inconnues. On peut résumer ces équations en une équation matricielle en définissant une *matrice de contribution* M_c regroupant les différents bras de levier impliqués dans les mouvements. Cette équation est la suivante pour une frame i :

$$\Gamma_m(i) = M_c(i) \cdot F(i) \quad (4.8)$$

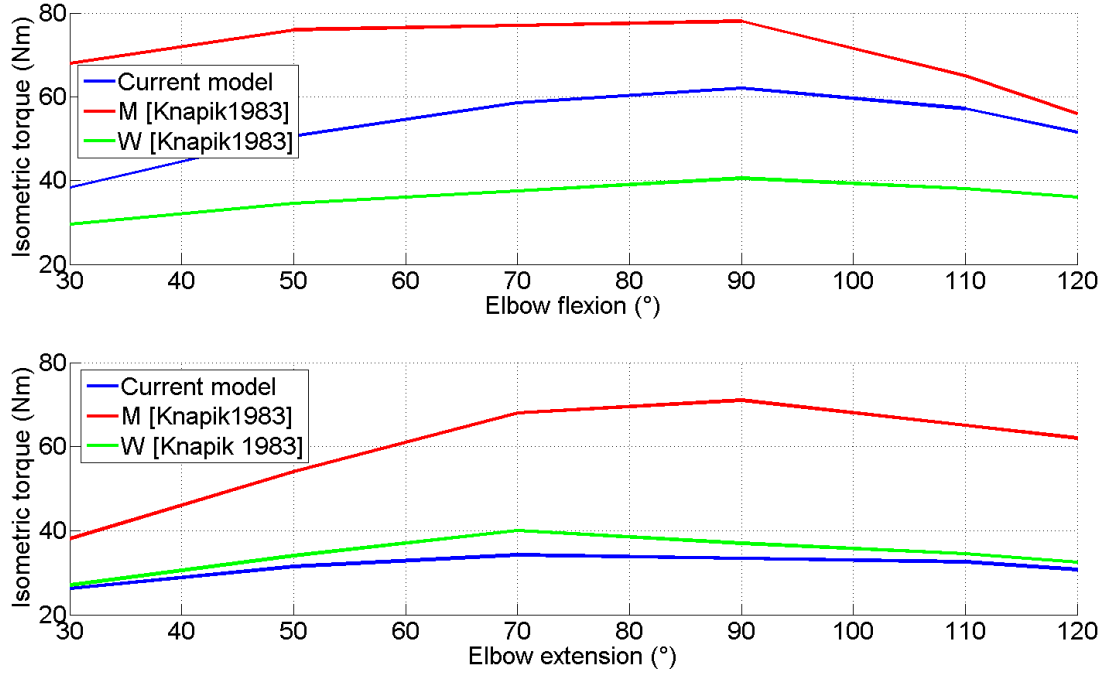


FIG. 4.18 – Comparaison entre le couple isométrique maximal obtenu en fonction de l'angle de flexion du coude en flexion et en extension. En bleu : notre modèle. En rouge : résultats expérimentaux obtenus par Knapik et al. [1983] sur une population de 16 hommes. En vert : résultats expérimentaux obtenus sur une population de 15 femmes.

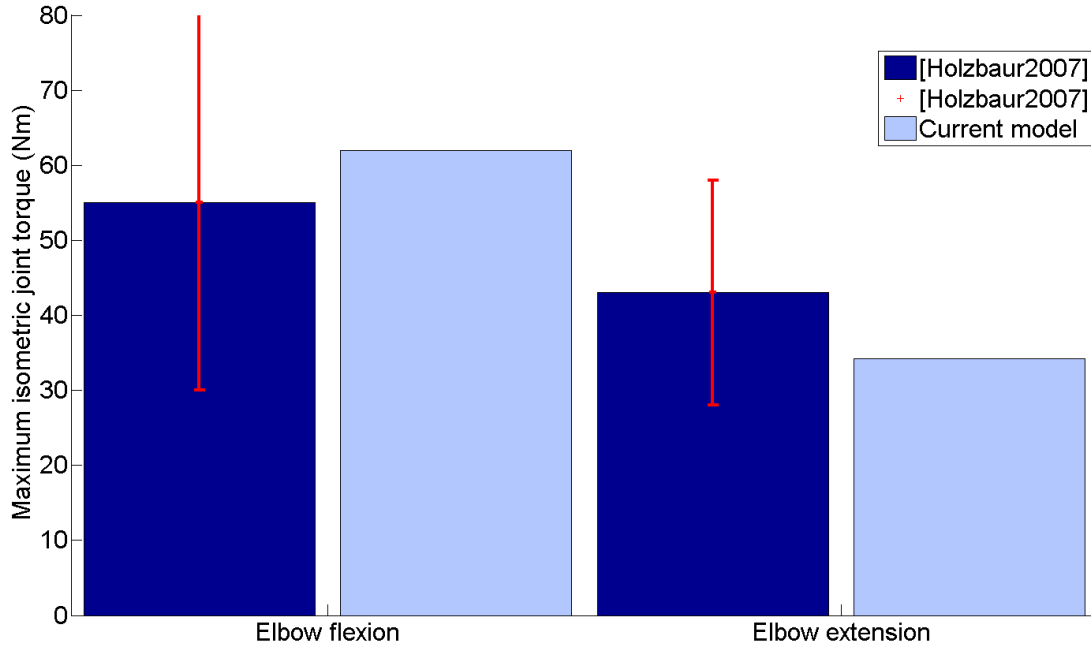


FIG. 4.19 – Comparaison entre le couple isométrique maximal développé par le modèle en flexion et en extension et les mesures expérimentales réalisées par Holzbaur et al. [2007] sur une population de 5 hommes et 5 femmes.

Où $\Gamma_m(i)$ est le vecteur des couples articulaires de dimension 2×1 , M_c est la matrice des contributions contenant les bras de levier, de dimension 2×8 et $F(i)$ le vecteur des efforts musculaires

(les inconnues) de dimension 8×1 . Pour pouvoir résoudre cette équation, nous allons réaliser une optimisation sous contraintes. La fonction de coût que nous avons choisi est celle proposée par Pedotti et al. [1978]. Il s'agit de la somme des efforts normalisés au carré (présentée chapitre 2) :

$$f = \sum_{j=1}^n \left(\frac{F_j}{F_j^{max}} \right)^2 \quad (4.9)$$

Cette équation est modifiée à partir des constatations de Challis [1997] : nous avons inclus dans la définition des efforts maximum disponibles les relations force-longueur et force-vitesse. Ainsi, à chaque frame, les efforts maximum disponibles sont redéfinis de la manière suivante, comme nous l'avons défini au chapitre 3 :

$$F^{max}(i) = [f_p(\overline{l_m}(i)) + f_l(\overline{l_m}(i)) \cdot f_v(\dot{\overline{l_m}}(i))] \cdot f_0 \quad (4.10)$$

Cette équation correspond donc pour la frame i à l'effort maximum disponible, c'est à dire pour une activation $a = 1$. Ainsi la fonction de coût présentée par l'équation 4.9 sera minimisée à chaque frame sous contraintes. Les deux premières contraintes sont les contraintes d'égalité (bilatérales) traduisant l'équation 4.8. Ensuite, nous ajoutons deux contraintes d'inégalité (unilatérales) par muscle (inconnue), qui garantissent que les muscles travaillent en contraction (les efforts sont toujours positifs et supérieurs au minimum, représenté par la relation force-longueur passive) et que leurs limites physiologiques ne sont pas atteintes (en d'autres termes, l'effort dans un muscle reste toujours inférieur à l'effort maximal défini par l'équation 4.10. En définitive, on peut résumer l'étape d'optimisation sous contraintes sous sa forme initiale par la formulation suivante :

A chaque frame :

$$\min f = \sum_{j=1}^n \left(\frac{F_j}{F_j^{max}} \right)^2$$

Sous les contraintes suivantes :

(4.11)

$$h_{1,2}(F) = \Gamma_m - M_c \cdot F = 0$$

$$g_j(F_j) = F_j - (F_{max})_j \leq 0$$

$$g_{j+8}(F_{j+8}) = f_{p_j} \cdot f_{0j} - F_j \leq 0$$

L'algorithme développé pour réaliser l'optimisation sous contraintes est basé sur la fonction *Matlab*® *fmincon()* en utilisant le solveur 'active-set' avec un algorithme de parcours linéaire (line search algorithm) (Powell [1978a], Powell [1978b]). Cette fonction a été spécialement développée pour résoudre des problèmes d'optimisation sous contraintes, linéaires ou non, unilatérales ou non. *fmincon()* résout un sous-problème QP (Quadratic Programming) à chaque itération. Ce genre d'algorithme présente d'excellents résultats en terme de convergence pour des problèmes d'optimisation sous contraintes. Cette décomposition en sous problèmes permet une approche similaire à celle d'une optimisation sans contrainte réalisée à l'aide d'une méthode de Newton. A chaque itération, l'Hessien de la fonction Lagrangienne (fonction objectif construite à partir de la fonction objective et des contraintes, pondérées à l'aide de multiplicateurs de Lagrange) est estimé en utilisant une méthode quasi Newtonienne. L'Hessien est alors utilisé pour générer un sous-problème QP dont la solution est la direction de recherche de l'algorithme de parcours. Le sous problème QP est obtenu par une approximation quadratique de la fonction Lagrangienne définie précédemment. Les contraintes non linéaires sont alors linéarisées autour du point de recherche afin de pouvoir résoudre le sous problème QP. Une définition plus complète de la fonction *fmincon()* peut être trouvée aux références suivantes : Powell [1983] et Schittkowski [1985].

Sujet	Sexe	Taille (mm)	Poids (kg)	Rapport poids/taille m/T
1	M	1720	65	0.0378

TAB. 4.4 – Paramètres anthropométriques du sujet de test de la méthode.

4.6 Résultats et discussion

A partir de ce premier modèle d'analyse complet, nous avons cherché à évaluer les différentes étapes en termes de réalisme et de précision. Cette section a pour objectif de présenter quelques résultats obtenus avec cette méthode et d'en discuter la pertinence.

Pour tester ces résultats préliminaires, nous avons testé la méthode sur quelques mouvements simples réalisés par un sujet dont les caractéristiques morphologiques sont rappelées dans le tableau 4.4. Le sujet est assis, il réalise des mouvements simples du bras avec des consignes de vitesse type lent, intermédiaire, rapide. Les mouvements testés sont des mouvements simples de flexion/extension du coude et/ou de pronation/supination. L'objectif de l'analyse de ces mouvements est de déceler les points faibles de la méthode. Pour chaque étape du synoptique présenté figure 4.1, nous allons évaluer deux mouvements, l'un très lent, l'autre très rapide.

4.6.1 Évaluation de la cinématique inverse

La meilleure façon d'évaluer la cinématique inverse consiste à comparer les positions reconstruites des marqueurs avec leurs positions réelles. Pour le mouvement lent et le mouvement rapide, nous allons montrer dans ce paragraphe l'évolution des coordonnées articulaires q_7 et q_8 correspondant respectivement à la flexion/extension du coude et à la pronation/supination de l'avant-bras, puis nous allons présenter l'erreur de reconstruction pour chaque mouvement sur le marqueur du poignet *RWRA*, qui subit la plus forte approximation (avec *RWRB*) car il est situé à la fin de la chaîne cinématique, et cumule donc les erreurs de reconstruction de l'ensemble des segments de la chaîne.

Mouvement lent

Ce mouvement est une double flexion/extension du coude réalisée lentement, avec une légère pronation/supination de l'avant-bras. Comme on peut le voir sur la figure 4.20, la flexion/extension du coude se fait sur l'ensemble de la capacité articulaire, tandis que la pronation/supination est réalisée dans une zone relativement neutre (q_8). L'ensemble du mouvement est réalisé en quasi-statique. La figure 4.21 montre l'évolution de l'erreur de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur *RWRA* lors du mouvement. On constate que sur ce mouvement, l'erreur instantanée de reconstruction reste inférieure à 4% dans toutes les directions.

Mouvement rapide

Ce mouvement est une flexion/extension du coude réalisée très rapidement, avec une pronation de l'avant-bras plus prononcée que lors du premier mouvement. C'est un geste naturel que de partir en extension avec l'avant-bras en supination et de réaliser une légère pronation durant la flexion, puis de relâcher l'avant-bras en supination durant l'extension. Comme on peut le voir sur la figure 4.22, la flexion/extension du coude se fait sur l'ensemble de la capacité articulaire, tandis que la pronation est réalisée dans une zone relativement neutre (q_8). La dynamique du mouvement est ici nettement plus importante que dans le premier exemple.

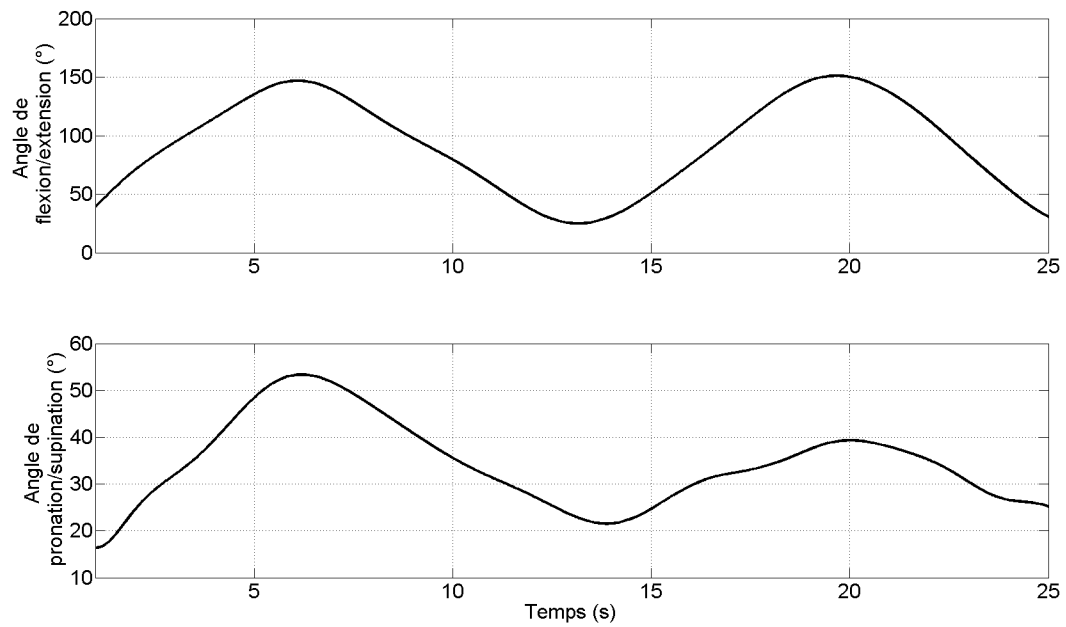


FIG. 4.20 – Evolution des coordonnées articulaires q_7 (flexion/extension du coude) et q_8 (pronation/supination de l'avant-bras) durant le mouvement le plus lent testé.

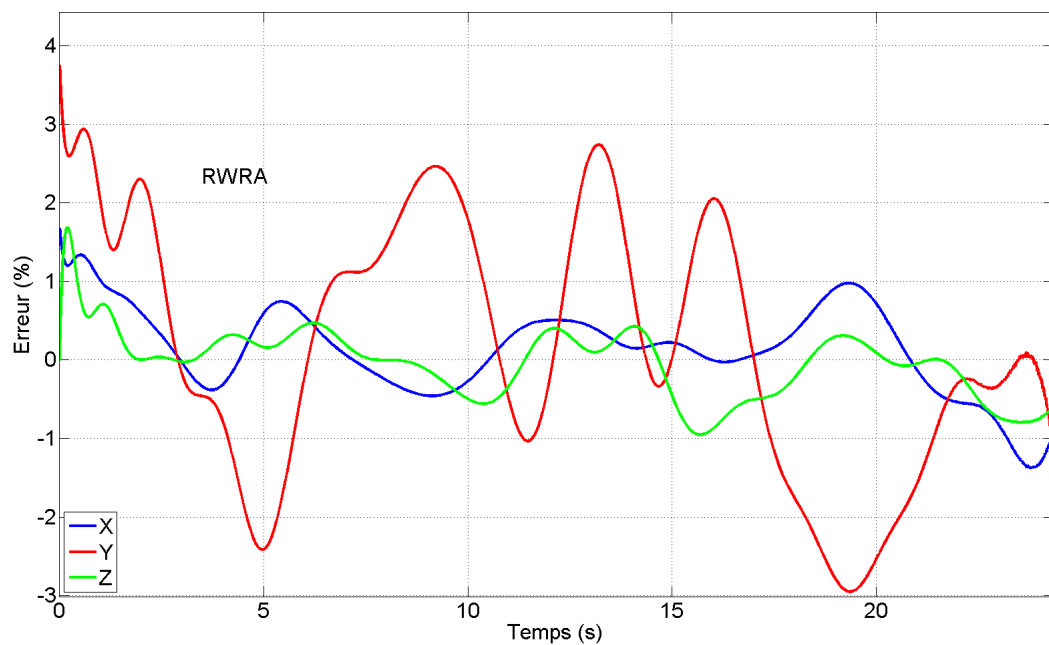


FIG. 4.21 – Erreur instantanée de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur RWRA pour le mouvement le plus lent testé.

La figure 4.23 montre l'évolution de l'erreur de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur RWRA lors du mouvement. On constate que sur ce mouvement, l'erreur instantanée sur la reconstruction de la position reste inférieure à 7% dans toutes les directions.

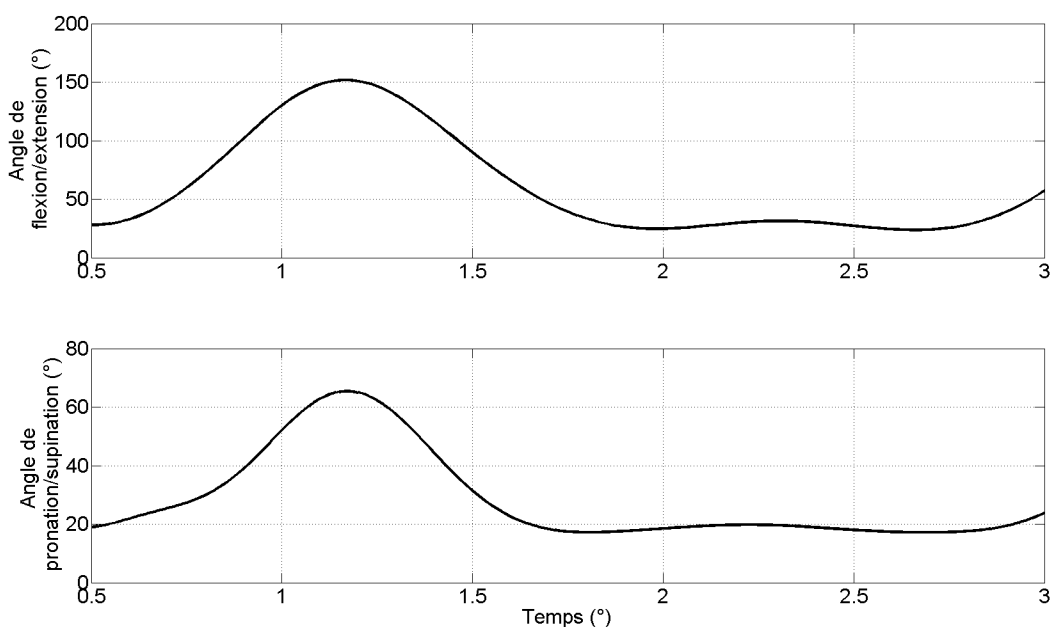


FIG. 4.22 – Evolution des coordonnées articulaires q_7 (flexion/extension du coude) et q_8 (pronation/supination de l'avant-bras) durant le mouvement le plus rapide testé.

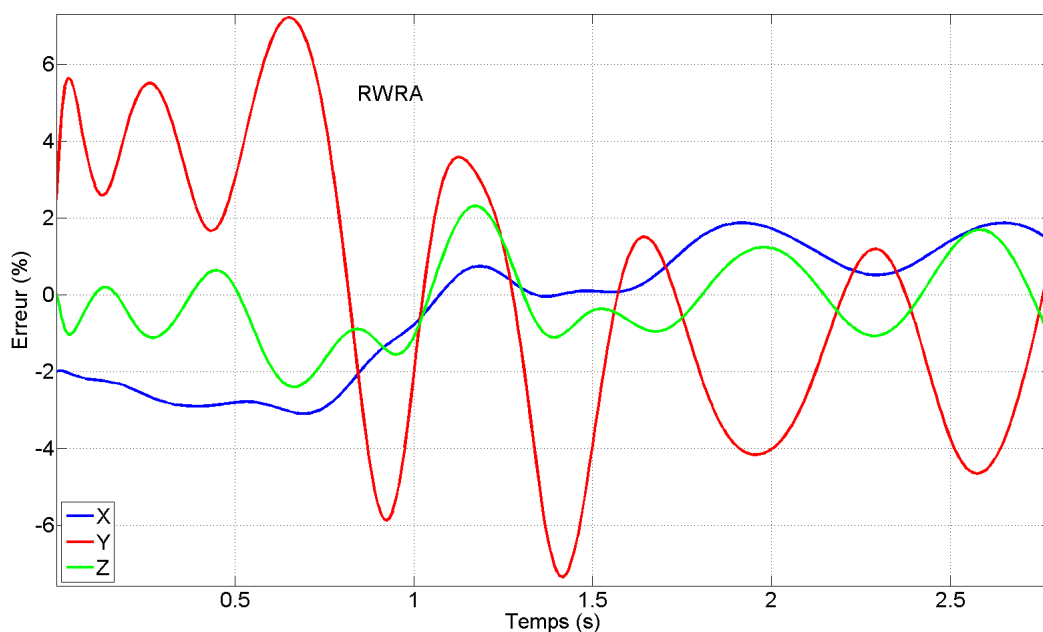


FIG. 4.23 – Erreur instantanée de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur *RWRA* pour le mouvement le plus rapide testé.

Conclusion

Comme on le voit sur les figures 4.21 et 4.23, l'erreur instantanée sur la reconstruction reste faible, de 7% au maximum sur les mouvements testés à différentes vitesses. L'erreur moyenne de reconstruction sur la norme de la position du marqueur *RWRA* reste elle inférieure à 3% sur l'ensemble des mouvements. C'est une valeur très satisfaisante qui valide cet algorithme de cinématique inverse en termes de précision. L'erreur provient essentiellement du moyennage des distances entre les centres articulaires. En effet, les distances articulaires sont calculées à chaque frame puis moyen-

nées afin de pouvoir être utilisées pour mettre à l'échelle le modèle dynamique. Le fait d'utiliser cette moyenne lors de la reconstruction des trajectoires des marqueurs implique que l'on ne tient pas compte des mouvements des glissements de la peau sur les tissus mous, par exemple. L'orientation des segments est très bien reconstruite, puisque l'erreur sur les matrices d'orientation (déterminant de la différence entre les deux orientations sur le déterminant de la matrice réelle) reste inférieure à 0.5%. En effet, certains marqueurs (comme ceux situés sur le coude) ne traduisent pas l'orientation réelle du segment dans la direction souhaitée, car leur glissement est trop important. En d'autres termes, ils ne suivent pas le modèle "rigide" du segment. Ainsi, plutôt que d'utiliser la direction définie par ces deux marqueurs pour orienter le bras, on préférera utiliser une projection du produit vectoriel entre l'orientation longitudinale de l'avant-bras et l'orientation longitudinale du bras, comme le recommande l'International Society of Biomechanics (Wu et al. [2005]). Ce type de manipulation améliore sensiblement les résultats pour réaliser l'orientation des segments, et a fait l'objet durant cette thèse d'un stage de master 1.

4.6.2 Évaluation de la dynamique inverse

Évaluer la dynamique inverse reste délicat, dans la mesure où nous n'avons pas à disposition de matériel dynamométrique permettant par exemple de mesurer les couples articulaires concernés. Nous allons donc brièvement présenter quelques uns des résultats obtenus sur les deux mouvements.

Mouvement lent

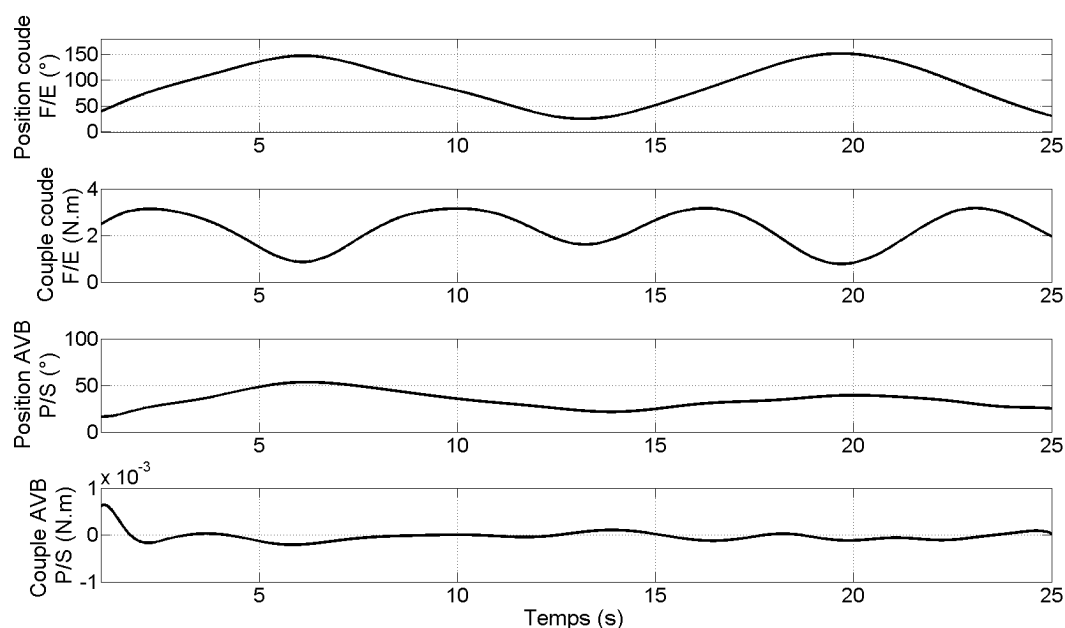


FIG. 4.24 – Coordonnées et couples articulaires associés pour le mouvement le plus lent. De haut en bas : coordonnée articulaire de la flexion/extension du coude, couple articulaire de la flexion/extension du coude, coordonnée articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras, couple articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras.

Sur la figure 4.24, nous voyons les couples articulaires issus de la dynamique inverse pour le mouvement le plus lent testé. Il est intéressant de noter que le couple articulaire de flexion/extension du coude reste positif tout au long du mouvement, que le coude soit en flexion ou en extension. Dans la mesure où le mouvement est très lent, c'est tout à fait logique : le coude reste contrôlé pour lutter contre la gravité lors des phases d'extension. La pronation/supination a ici une amplitude très faible. Le couple articulaire associé est très faible (de l'ordre de 10^{-3} N.m), car cette articulation

ne lutte que contre l'inertie de l'avant-bras et de la main, qui sont faibles. De manière générale, ici les couples articulaires sont faibles car le sujet ne porte aucun poids supplémentaire durant ces mouvements, devant donc exclusivement répondre à sa propre inertie pour générer les mouvements.

Mouvement rapide

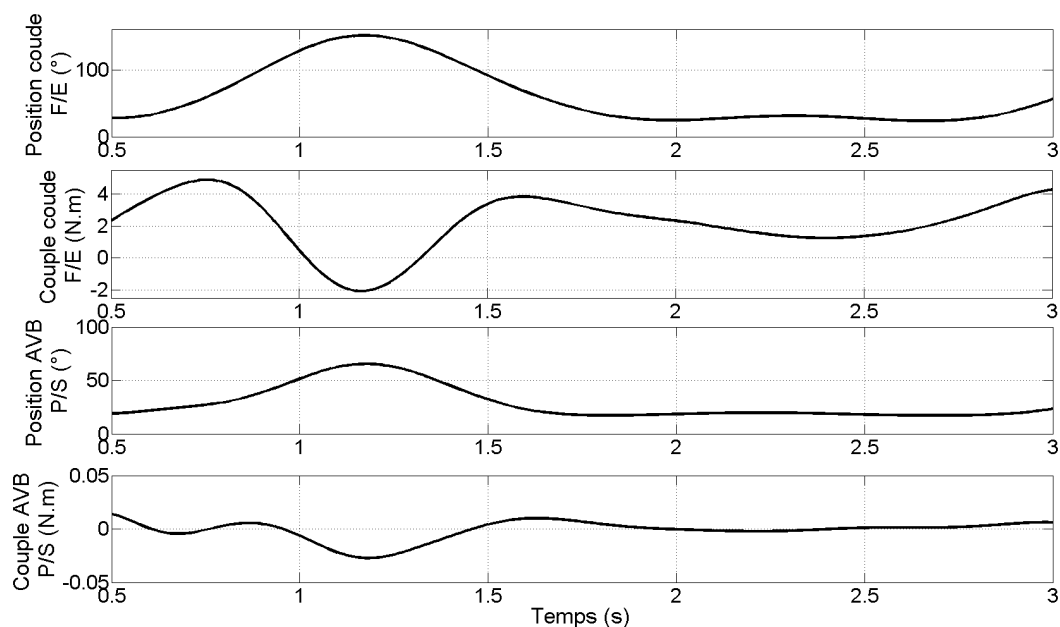


FIG. 4.25 – Coordonnées et couples articulaires associés pour le mouvement le plus rapide. De haut en bas : coordonnée articulaire de la flexion/extension du coude, couple articulaire de la flexion/extension du coude, coordonnée articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras, couple articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras.

Pour le mouvement le plus rapide (figure 4.25), on remarque que le couple articulaire du coude va atteindre une valeur négative quand l'inertie est suffisamment importante pour générer un changement de signe. Les valeurs maximales atteintes par le couple sont plus élevées, ce qui s'avère logique puisque la dynamique du mouvement est plus conséquente. Le couple de pronation/supination est également plus important, même si il reste faible en proportion.

Conclusion

En conclusion, l'exactitude des résultats obtenus par l'algorithme n'est pas à mettre en doute. En effet, la dynamique des systèmes rigides est un domaine largement balayé par les mécaniciens, biomécaniciens et roboticiens et les résultats fournis par la toolbox Simmechanics de *Matlab®* sont tout à fait valides d'un point de vue dynamique. L'évaluation du modèle est plus délicate, car la génération automatique des masses et inerties est sujette à discussion. En effet, il est très difficile d'établir des règles anthropométriques fiables d'un sujet à l'autre, et les tables de De Leva, malgré toutes leurs qualités, ne peuvent pas rendre compte en finesse des spécificités morphologiques de chaque individu. Néanmoins, dans la mesure où nous cherchons une évaluation globale des couples sous charge, la finesse de modélisation des inerties de chaque membre aura un impact limité sur le résultat en comparaison du poids porté par la personne lors du mouvement. Ce poids aura en effet une forte influence sur l'évolution de la dynamique du système.

4.6.3 Évaluation de l'estimation d'efforts

Sur les mouvements testés, une estimation des efforts musculaires est réalisée, selon la méthode développée dans la partie 4.5. Dans ce chapitre nous allons présenter les résultats des estimations pour les deux mouvements.

Mouvement lent

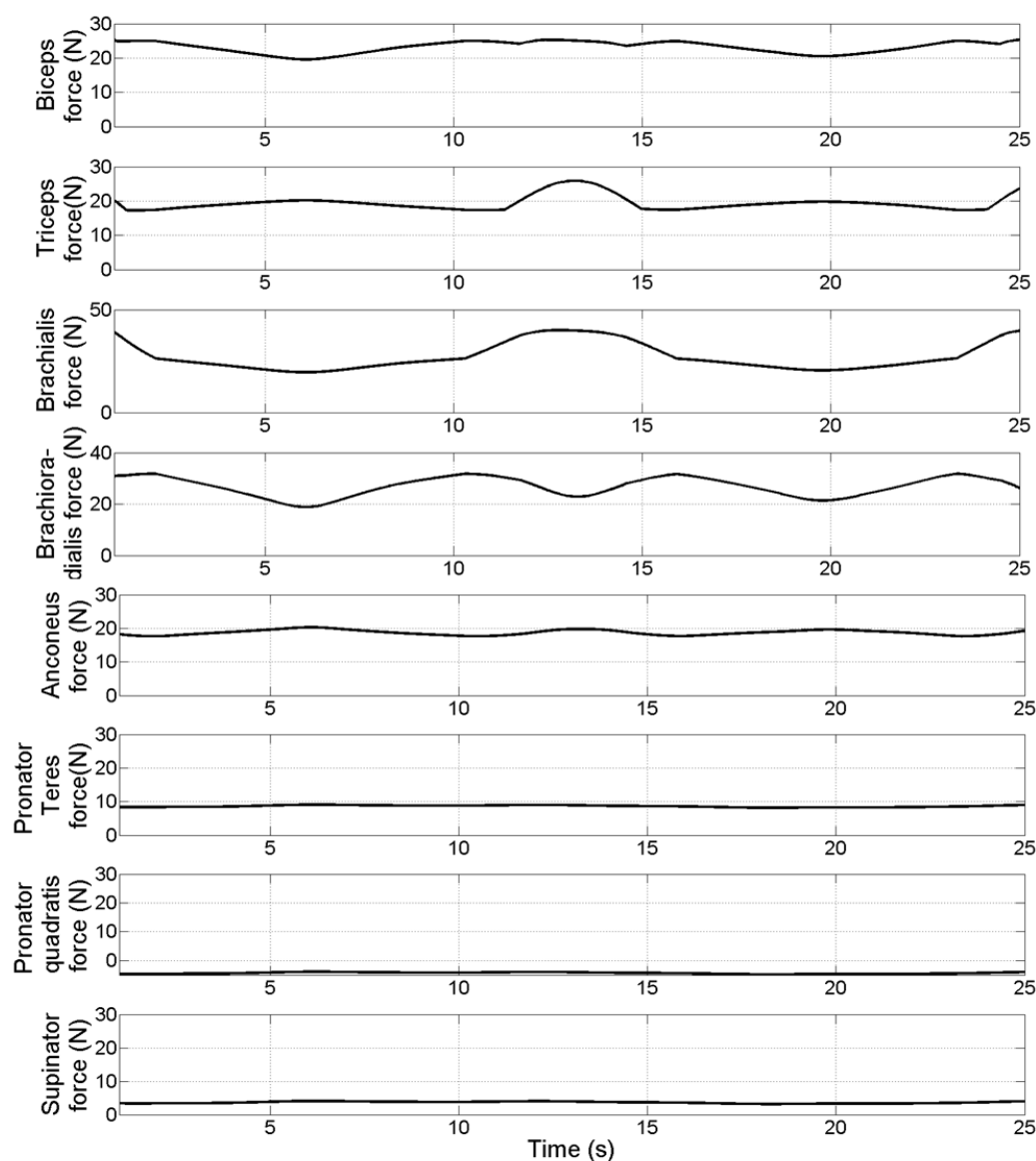


FIG. 4.26 – Efforts musculaires calculés pour le mouvement le plus lent. De haut en bas : Biceps, Triceps, Brachialis, Brachioradialis, Pronator Teres, Pronator Quadratis, Supinator.

Pour le mouvement le plus lent, représenté sur la figure 4.26, on peut considérer en première approche les résultats comme relativement réalistes. En effet, les efforts restent dans des proportions tout à fait acceptables. Le biceps a un comportement des plus logiques, tout comme le brachialis et le brachioradialis. Ces trois muscles, fléchisseurs du coude, sont agonistes du point de vue du couple articulaire qui reste positif tout le long du mouvement. L'évolution de ce couple et des bras de levier associés à ces muscles entraîne une répartition réaliste des efforts sur les trois

muscles, en fonction de leurs capacités intrinsèques (le brachialis reste le plus sollicité, suivi du biceps et du brachioradialis). Dans le même temps, les muscles pronateurs (Pronator quadratis et Pronator teres) présentent une activité stable, proche de leur état minimal (ils accompagnent l'action du biceps en pronation au minimum de leurs capacités). On voit même que le résultat de l'optimisation pour le pronator quadratis vient trouver une valeur négative illogique, qui est due à la précision sur les contraintes unilatérales. Le pronator quadratis a une capacité isométrique très faible, donc un effort minimal très proche de $0N$. Comme l'algorithme va prendre les contraintes unilatérales avec un intervalle de tolérance, il peut tout à fait, dans ce cas précis, trouver une valeur négative.

Les résultats des muscles antagonistes au couple articulaire (c'est à dire dont l'action s'oppose au couple articulaire) présentent une activité également réaliste, à ceci près que si l'on regarde plus en détail les efforts générés par ces muscles, on constate qu'ils sont également très proches de leurs activités minimales. Par exemple, si l'on regarde le cas du triceps plus en détail, comme à la figure 4.27, on constate que lors du pic d'activité du triceps (correspondant au point d'extension maximale du mouvement), le triceps est tout simplement à son niveau minimal d'activité. On constate également que malgré une activité supérieure à l'activité minimale la plupart du temps, cette activité ne ressemble pas aux patterns de contraction du triceps que l'on peut observer habituellement (Murray and Hogan [1988]). Pour pousser plus loin la réflexion, s'il paraît logique que les muscles antagonistes au mouvement ne soient pas sollicités, ce résultat contre intuitif a été prouvé. On suppose qu'un meilleur contrôle du mouvement implique l'utilisation des muscles antagonistes.

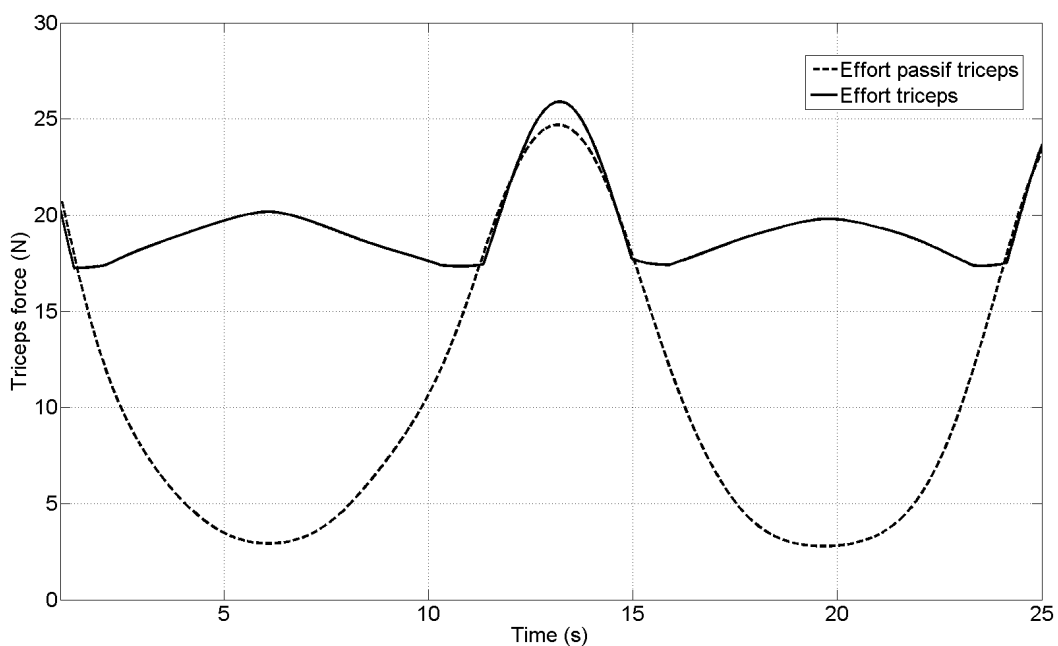


FIG. 4.27 – Comparaison entre l'effort calculé et l'effort minimal calculé pour le triceps pour le mouvement le plus lent. En trait plein : effort réel. En trait pointillé : effort minimal.

Mouvement rapide

Pour le mouvement le plus rapide, les résultats sont nettement moins satisfaisants. Les estimations sont présentées figure 4.28. Tout d'abord, on constate que le changement de signe du couple articulaire va engendrer une désactivation de certaines contraintes de l'algorithme afin d'assurer sa convergence. C'est pour cela, par exemple, que les efforts dans le biceps, le brachialis et le brachioradialis ont une valeur nulle sur une partie du mouvement. Les muscles pronateurs on

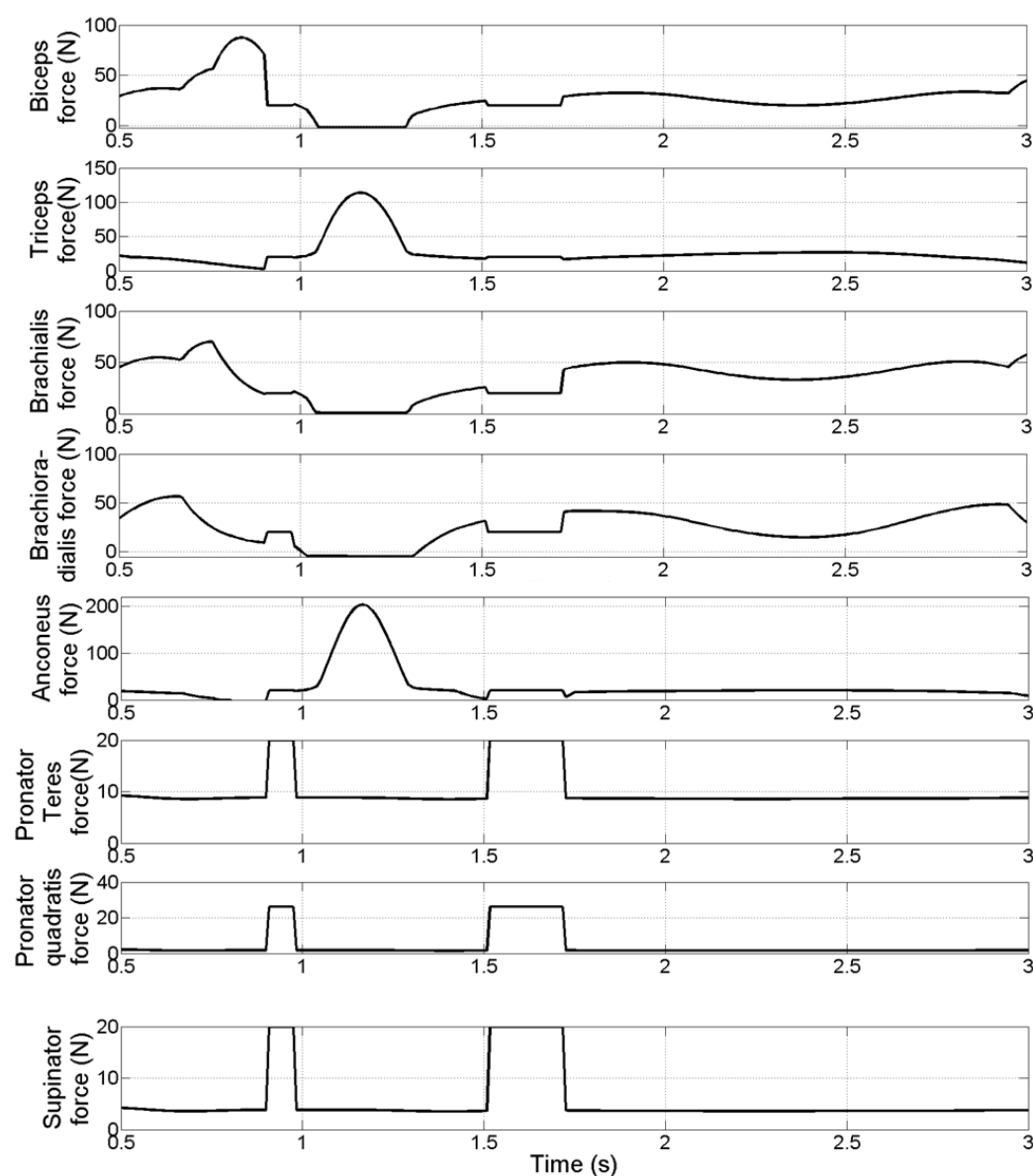


FIG. 4.28 – Efforts musculaires calculés pour le mouvement le plus rapide. De haut en bas : Biceps, Triceps, Brachialis, Brachioradialis, Pronator Teres, Pronator Quadratis, Supinator.

également des pics d'activités directement liés à l'activité du biceps et du brachialis (qui agissent sur les deux articulations). En effet, afin d'assurer la continuité du couple, ils vont ponctuellement s'activer pour compenser la chute d'activation du biceps et du brachialis. Si des informations sur leurs patterns d'activation sont plus difficiles à obtenir, on est en droit de penser que leur comportement doit être en réalité plus continu.

On constate que le triceps et l'anconeus ont une activité minimale lorsque le couple de flexion/extension est positif, et que leur activité décolle lorsque le couple devient négatif. C'est encore une fois tout à fait logique, mais pas réaliste. Par ailleurs, l'anconeus présente une activité bien trop importante vis-à-vis de celle du triceps. C'est un muscle de moindre importance, qui est rarement sollicité habituellement. La figure 4.29 compare l'effort calculé à l'effort minimal calculé pour le triceps, et on constate que ce muscle est effectivement actif uniquement durant la phase où le couple articulaire est négatif. Cette constatation est celle que Buchanan et al. [2004] présentaient

lors de leur critique des méthodes inverses : le couple articulaire est un résultat net de la contribution de différents actionneurs, agonistes et antagonistes. Sans information sur la façon dont ces actionneurs fonctionnent durant le mouvement, une méthode inverse viendra nécessairement sous évaluer les contributions musculaires.

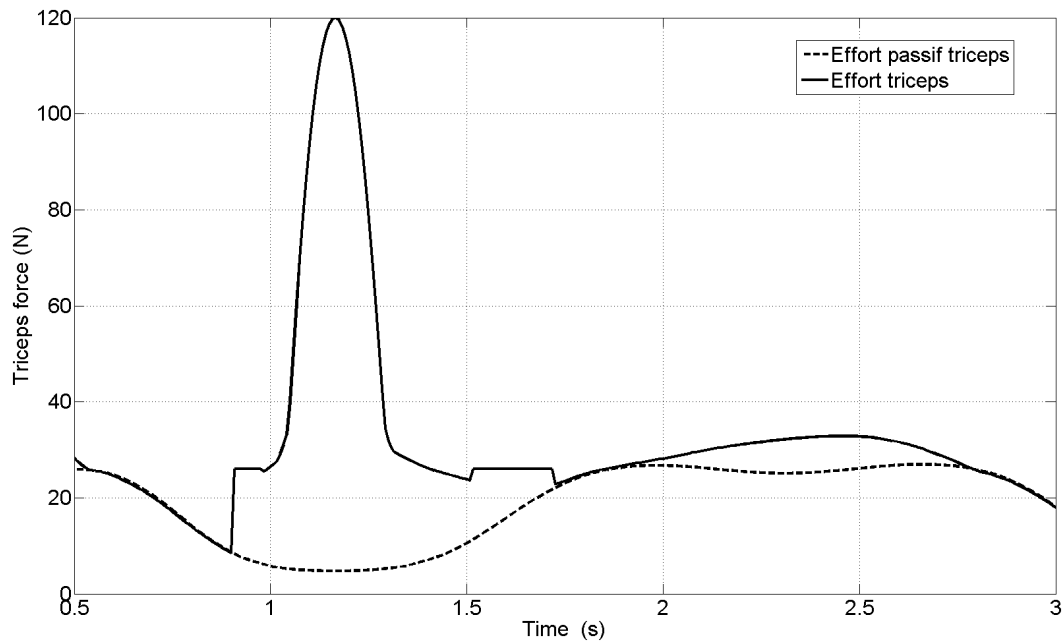


FIG. 4.29 – Comparaison entre l'effort calculé et l'effort minimal calculé pour le triceps pour le mouvement le plus rapide. En trait plein : effort réel. En trait pointillé : effort minimal.

Conclusion

Comme nous l'avons déjà expliqué lors de la revue bibliographique sur l'estimation d'efforts musculaires, la définition du problème d'optimisation présentée à l'équation 4.11 n'est pas suffisante, car elle ne permet pas une estimation pertinente des activités des muscles antagonistes. C'est pourquoi nous avons décidé d'y adjoindre des contraintes physiologiques supplémentaires, permettant de tenir compte du phénomène de co-contraction. C'est l'objet de la partie suivante : comment ajouter des données EMG sous la forme de contraintes afin d'améliorer le résultat de l'estimation des efforts.

4.7 Conclusion générale

Ce chapitre avait pour objet de présenter la démarche globale développée lors de cette thèse pour venir estimer les efforts musculaires mis en jeu dans le mouvement du coude et de l'avant-bras chez l'homme. Les différentes étapes ont été détaillées une à une afin de permettre au lecteur d'avoir une vision complète de l'ensemble des modélisations et algorithmes nécessaires à la réalisation de cette estimation.

Tout d'abord, la capture de mouvement est un sujet qui requiert une certaine expertise, car son exploitation à des fins d'analyse du mouvement demande un traitement du signal complexe. On a vu que dans le cadre des études réalisées ici, le choix pour le traitement des données s'est porté sur un lissage par interpolation polynomiale, présentant des facilités de dérivations très

commodes pour exploiter ce type de données ultérieurement.

Ensuite, la cinématique inverse demande la mise en place d'un modèle cinématique spécifique, basé sur l'anatomie fonctionnelle, et la conception d'un algorithme rapide, basé sur le remplacement successif de chaque segment de la chaîne cinématique.

La troisième étape consiste à obtenir les couples articulaires à l'aide d'un modèle dynamique et d'un algorithme de dynamique inverse. Nous avons montré comment le modèle est facilement mis à l'échelle pour chaque individu, et comment les couples articulaires sont obtenus.

Enfin l'étape d'estimation des efforts musculaires par optimisation sous contraintes permet de mettre en évidence la complexité de la mise en place d'un modèle musculo-squelettique, ainsi que la quantité d'informations physiologiques nécessaires à une estimation réaliste des efforts. La définition même du problème d'optimisation à résoudre doit également faire l'objet d'une attention toute particulière, puisque les contraintes associées vont assurer un certain réalisme au résultat, tout autant que la fonction de coût choisie.

Les résultats obtenus lors des différentes étapes sont satisfaisants à bien des égards. La cinématique et la dynamique inverse fonctionnent très bien, et les résultats obtenus sont réalistes et cohérents. Les résultats obtenus pour l'estimation des efforts sont plus problématiques. Si l'on peut mettre en avant un comportement globalement réaliste et des intervalles d'activité musculaire tout à fait satisfaisants, un certain nombre d'incohérences ont été mises en évidence lors de la présentation des résultats et de la discussion. Le principal inconvénient de la méthode est son incapacité à générer des efforts réalistes pour les muscles antagonistes au couple articulaire. Comme nous l'avons déjà dit, ceci est dû à la définition même de ces muscles antagonistes d'un point de vue purement mécanique. C'est pourquoi nous allons présenter dans la partie suivante comment nous allons mettre en place lors de l'étape d'optimisation une contrainte supplémentaire permettant de tenir compte de la physiologie musculaire. En d'autres termes, comment les muscles antagonistes s'impliquent dans le mouvement par le biais d'une contrainte de co-contraction.

Chapitre 5

Ajout d'une contrainte de co-contraction

La co-contraction est un phénomène naturel qui implique que les muscles antagonistes au mouvement d'une articulation génèrent malgré tout des efforts lors du mouvement. Les causes sont nombreuses et difficiles à répertorier : le stress, la précision du mouvement réalisé, la puissance nécessaire au mouvement... Dans notre cas, il est difficile d'évaluer le stress d'un sujet, aussi nous verrons que nous demanderons, dans des conditions d'expérimentation similaires, des mouvements très simples et très proches les uns des autres afin de définir des patterns de co-contraction. D'un point de vue matériel, nous nous limitons à une mesure EMG de surface. Comme il est difficile d'obtenir les activités musculaires des muscles profonds avec de tels outils de mesure, nous nous limiterons à la définition d'un facteur de co-contraction pour la flexion/extension du coude. Nous allons donc mesurer l'activité du biceps et du triceps, les deux muscles les plus facilement atteignables par mesure EMG de surface pour cette articulation.

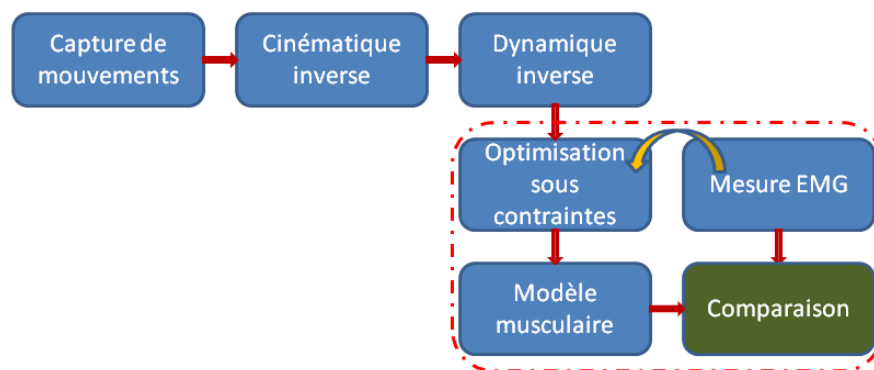


FIG. 5.1 – Position du paragraphe dans la méthode globale.

5.1 Quelques précédents dans la littérature biomécanique

Dans le domaine des méthodes d'estimation des efforts par dynamique inverse, il existe plusieurs propositions de prise en compte de la co-contraction. D'un point de vue théorique,

il a été montré que la co-contraction ne peut être prédite que si l'on ajoute des informations physiologiques aux méthodes statiques d'optimisation (Ait-Haddou et al. [2000]).

La méthode la plus naturelle pour générer de la co-contraction consiste à réaliser un modèle musculo-squelettique très réaliste impliquant les muscles sur plusieurs articulations (Herzog and Binding [1993], Ait-Haddou et al. [2000]). Cependant, cette co-contraction s'avère purement artificielle (le muscle sollicité va en effet avoir une activité, mais qui n'est pas en rapport avec sa fonction sur l'articulation où on le considère antagoniste (Cholewicki and McGill [1994]) et ne répond pas aux activations mesurées expérimentalement (Cholewicki et al. [1995])).

Depuis, d'autres méthodes ont été proposées pour mettre en évidence ce phénomène de manière réaliste. La première est l'ajout d'un niveau d'activation moyen théorique basé sur les caractéristiques musculaires. Il s'agit tout simplement d'ajouter un terme à la fonction de coût utilisée pour réaliser l'optimisation, comme ont pu le proposer Forster et al. [2004] ou Rengifo et al. [2010].

Dans le cas des travaux de Forster et al. [2004], la fonction de coût classique telle qu'on peut la trouver dans l'équation 2.5 du chapitre 2 est augmentée de la manière suivante :

$$f = \sum_{i=1}^n \left(\frac{F_i}{F_i^{max}} - x_s \right)^2 \quad (5.1)$$

x_s est la quantité représentant l'activité minimale de chaque muscle. C'est un paramètre unique qui va impliquer une activation plus importante de l'ensemble des muscles impliqués dans le mouvement, que le muscle soit synergique ou antagoniste. L'étude de Forster et al. [2004] montre que l'augmentation de ce paramètre va tout simplement augmenter la pré-charge de l'articulation considérée (ici le genou). Ce qui implique une meilleure impédance mécanique, et donc une meilleure stabilité de l'articulation. L'ajout de ce critère revient ici à augmenter artificiellement l'activité minimale des muscles antagonistes, ce qui ne répond pas à la question du réalisme des patterns de contraction de ces muscles. En effet, ce paramètre statique et arbitraire n'a aucune validité physiologique.

Dans l'étude de Rengifo et al. [2010], cette fois ci la fonction de coût est augmentée à l'aide d'un paramètre d'activité minimale basé sur les efforts minimaux et maximaux disponibles dans les muscles impliqués dans l'articulation. La prédiction des efforts va donc être réalisée autour d'une valeur moyenne mise à jour pour chaque nouvelle configuration articulaire. L'intérêt ici est encore l'augmentation de l'impédance mécanique de l'articulation, mais aussi la génération de commandes musculaires réalisables sur un robot anthropomorphe. Sans l'ajout de ces valeurs moyennes d'activation, les variations d'efforts dans les muscles impliqueraient des générations de commande trop importantes pour les technologies actuelles de muscles artificiels pneumatiques, par exemple.

Ces deux méthodes sont basées sur des niveaux d'activations théoriques. Il existe également des approches expérimentales, qui correspondent aux méthodes mixtes présentées dans le chapitre 2. Par exemple, Vigouroux et al. [2006] proposent d'ajouter des contraintes d'inégalité "piégeant" les activations musculaires de certains muscles des doigts dont on mesure l'activité EMG durant la tâche étudiée. Ainsi, cela reviendrait à ajouter à la définition du problème d'optimisation telle que nous avons pu la présenter dans l'équation 4.11 du chapitre 4 l'inégalité suivante pour un muscle i dont on aurait mesuré l'activation a_{EMG} :

$$^i a_{EMG} \cdot (1 - \mu) \leq ^i a_{Computed} \leq ^i a_{EMG} \cdot (1 + \mu) \quad (5.2)$$

Cette approche est intéressante dans la mesure où elle se base sur les activations réelles. Elle permet ainsi d'obtenir des activations réalistes pour les muscles antagonistes. Cependant, comme nous cherchons à nous affranchir des mesures EMG pour les estimations futures, nous allons proposer une approche sensiblement différente, basée sur le ratio d'activation entre un muscle agoniste (le

biceps) et un muscle antagoniste (le triceps). C'est ce que nous allons appeler le facteur de co-contraction, présenté dans le chapitre suivant.

5.2 Principe

Notre idée est d'exploiter des patterns de co-contraction en définissant un ratio (appelé *facteur de co-contraction*) entre l'activation du biceps et l'activation du triceps. Si l'on considère connaître l'activation de ces deux muscles, au cours du mouvement, on peut définir le facteur de co-contraction k pour chaque frame i :

$$k(i) = \frac{a_{biceps}(i)}{a_{triceps}(i)} \quad (5.3)$$

Pour une frame i donnée, la force développée par les deux muscles va être donnée par :

$$\begin{aligned} F_{biceps}(i) &= [f_p(\overline{l}_{mbiceps}(i)) + a_{biceps}(i)f_l(\overline{l}_{mbiceps}(i)) \cdot f_v(\dot{\overline{l}}_{mbiceps}(i))] \cdot f_{0biceps} \\ F_{triceps}(i) &= [f_p(\overline{l}_{mtriceps}(i)) + a_{triceps}(i)f_l(\overline{l}_{mtriceps}(i)) \cdot f_v(\dot{\overline{l}}_{mtriceps}(i))] \cdot f_{0triceps} \end{aligned} \quad (5.4)$$

Si l'on néglige la partie passive de l'effort (qui reste statiquement implémentée comme limite inférieure des efforts lors de l'estimation), on va pouvoir écrire :

$$\frac{F_{biceps}(i)}{F_{triceps}(i)} = k(i) \cdot \frac{f_l(\overline{l}_{mbiceps}(i)) \cdot f_v(\dot{\overline{l}}_{mbiceps}(i)) \cdot f_{0biceps}}{f_l(\overline{l}_{mtriceps}(i)) \cdot f_v(\dot{\overline{l}}_{mtriceps}(i)) \cdot f_{0triceps}} = k_{total}(i) \quad (5.5)$$

Où $k_{total}(i)$ représente le facteur de co-contraction incluant les données physiologiques musculaires pour la frame i . Afin de donner une certaine latitude de recherche à l'algorithme d'optimisation, et pour limiter également les effets du bruit, on va définir un indice de confiance γ sur le facteur de co-contraction :

$$k_{total}(i) \cdot (1 - \gamma) \leq \frac{F_{biceps}(i)}{F_{triceps}(i)} \leq k_{total}(i) \cdot (1 + \gamma) \quad (5.6)$$

L'intérêt ici est que quelque soit la qualité de mesure et de traitement des EMG, seul le ratio nous intéresse. En effet, comme nous le verrons lors de la partie sur le traitement des EMG, trouver les Contractions Volontaires Maximales (CVM) s'avère toujours problématique. Comment être sûr que nous obtenons bien cette valeur, pour pouvoir mettre à l'échelle les activations ? Ici, puisque le protocole est le même pour tous, le fait de travailler à partir du ratio des deux activations permet de s'affranchir de ce problème, puisque les CVM sont toujours obtenus dans les mêmes conditions. L'autre objectif sous-jacent est de pouvoir utiliser ces données hors ligne, c'est à dire de pouvoir évaluer les efforts sur un sujet avec une contrainte de co-contraction sans devoir mesurer les activités musculaires. Plus en détail, voici les deux objectifs que nous cherchons à évaluer à l'aide de cette définition de la co-contraction :

Objectif (1) Utilisation des données d'un sujet sur ce même sujet : L'objectif est ici de tester l'influence de l'ajout de la contrainte de co-contraction en ajoutant les données EMG issues de l'expérimentation sur un sujet dans l'estimation des efforts sur ce même sujet. C'est une approche classique mixte : on ajoute des informations EMG dans l'optimisation sous contraintes pour améliorer les résultats.

Objectif (2) Utilisation des données d'un ou plusieurs sujets sur un autre sujet : Ici, l'objectif est de vérifier si l'on peut améliorer les résultats de l'optimisation sur un sujet en utilisant des données EMG issues d'autres sujets. En d'autres termes, s'il est possible d'utiliser des patterns de co-contraction génériques afin d'améliorer les résultats, sans venir mesurer l'activité musculaire d'un sujet.

Sujet	Sexe	Taille (mm)	Poids (kg)	Rapport poids/taille m/T
1	M	1840	84	0.04565
2	M	1780	60	0.03371
3	M	1800	81	0.04500
4	M	1780	67	0.03764
5	M	1780	73	0.04101
6	M	1840	75	0.04076
7	M	1840	72	0.03913
8	M	1780	65	0.03652

TAB. 5.1 – *Paramètres anthropométriques des 8 sujets d'expérimentation.*

5.3 Protocole expérimental

Nous allons ici détailler le protocole expérimental servant à la définition du facteur de co-contraction et à son évaluation.

5.3.1 Principe général de l'expérimentation

Chaque sujet dispose de deux heures de temps pour réaliser 40 mouvements, allant de quelques secondes à 1 minute 30. Les mouvements sont des flexions/extensions du coude, réalisés à différentes vitesses et pour différents poids portés (représentés par des haltères). Le sujet doit suivre un guide visuel représentant un bras virtuel effectuant le mouvement à la vitesse désirée. Ces mouvements sont détaillés dans la dernière partie de ce paragraphe. Afin de limiter les effets de la fatigue musculaire sur les résultats, les mouvements sont réalisés pour chaque sujet dans un ordre aléatoire, et des pauses de 5 minutes sont imposées tous les 5 mouvements, permettant au sujet de se reposer, se désaltérer et éventuellement manger un morceau. Certains des mouvements les plus fatigants nécessitent des pauses ponctuelles, généralement à la demande du sujet testé.

Les sujets sont équipés à la fois de marqueurs pour capturer leur mouvement, mais également d'électrodes EMG de surface permettant la mesure de l'activité musculaire du biceps et du triceps.

5.3.2 Sujets

Pour cette expérimentation, nous avons recruté 8 sujets parmi les membres de l'équipe de recherche. Les sujets sont tous de sexe masculin, en bonne santé (aucun trouble musculo-squelettique au niveau du bras, pas de handicap) et n'ont pas d'entraînement particulier pour la tâche demandée. Tous de morphologie différente, leurs caractéristiques anthropométriques sont résumées dans la table 5.1.

5.3.3 Matériel

Comme le montre la figure 5.2, le sujet est instrumenté et entouré de différents matériels, que nous allons brièvement présenter ici.

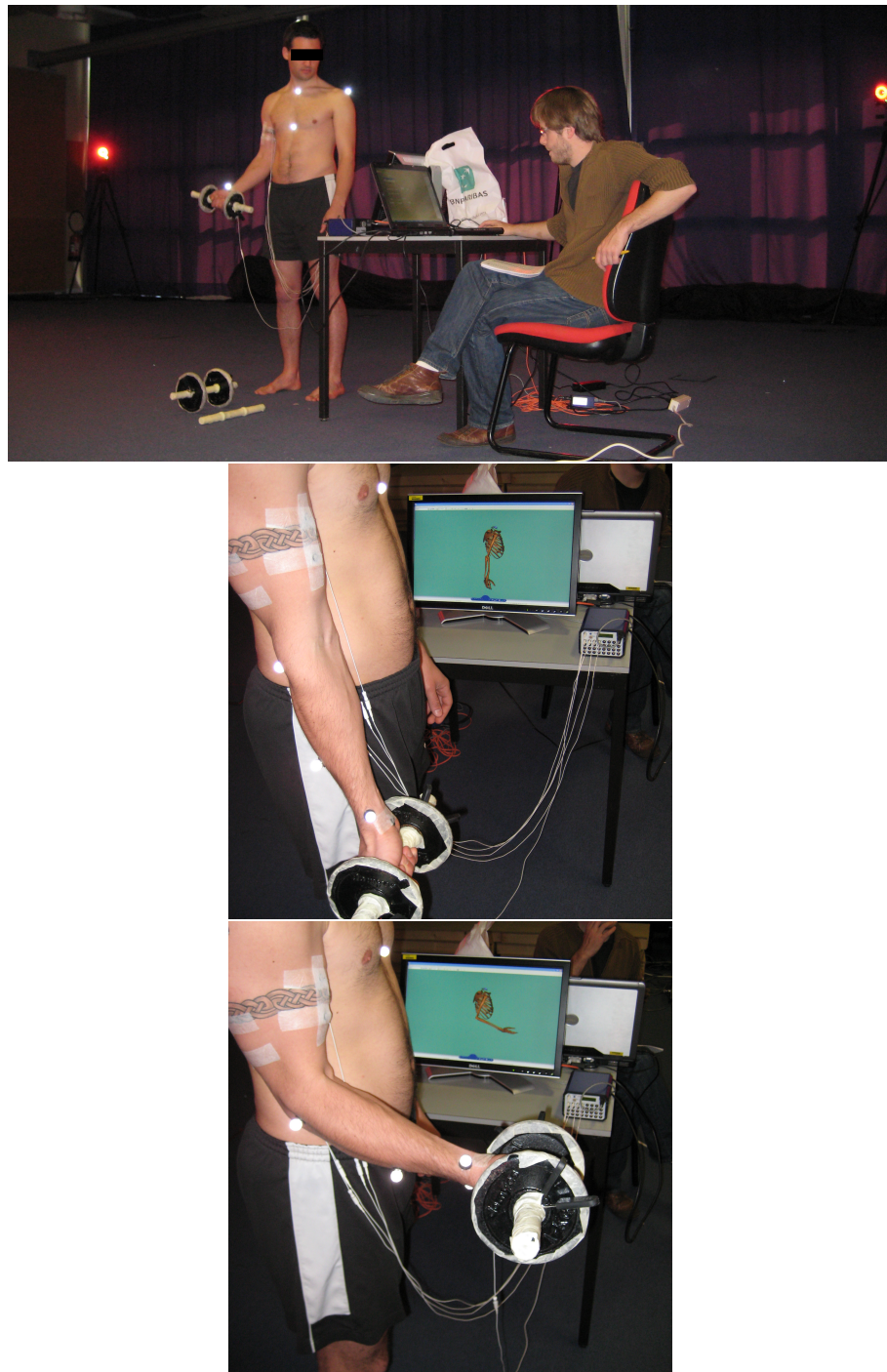


FIG. 5.2 – *Sujet en situation d'expérimentation.*

5.3.4 Capture de mouvements :

Pour la capture de mouvements, le matériel utilisé est celui présenté dans la partie 4.2. Le protocole de capture est également présenté dans cette partie.

5.3.5 EMG :

Pour les mesures EMG des activités du biceps et du triceps, nous avons utilisé un logiciel développé par notre équipe de recherche, nommé OpenVibe (Renard et al. [2010]). Ce logiciel, au départ réalisé pour l'extraction et le traitement de mesure EEG, est tout à fait exploitable dans le cadre de mesures EMG, le matériel restant le même pour l'acquisition et stable avec le logiciel : le NeXus32 de Mindmedia¹.

Pour réaliser la mesure bipolaire de l'activité du biceps et du triceps, nous disposons donc 5

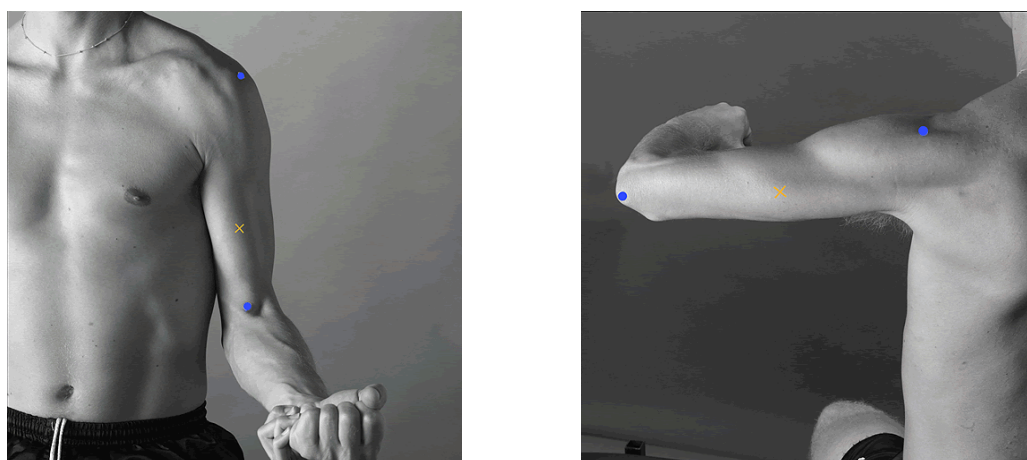


FIG. 5.3 – *Recommandations pour le placement des électrodes d'après SENIAM [1999].*

électrodes selon les recommandations du SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, SENIAM [1999]). Deux paires d'électrodes servent à la mesure bipolaire, et sont donc situées sur les muscles tels que définis figure 5.3. Les électrodes pour le biceps sont situées à une vingtaine de mm l'une de l'autre, symétriquement vis-à-vis du point situé aux deux tiers du segment défini par l'acromion et la fosse ulnaire (fosse cubitale). Pour le triceps, seule l'activité de la longue portion est mesurée. Les électrodes sont également placées à une vingtaine de millimètres l'une de l'autre, symétriquement vis-à-vis du point médian situé entre l'extrémité de l'acromion et l'oléocrane de l'ulna, légèrement décalé en dessous cette ligne. Enfin une électrode placée au niveau du poignet sert de référence pour les deux mesures bipolaires. Un filtre spatial réalisé via OpenVibe permet alors d'obtenir l'activité brute redressée des muscles, c'est à dire sans traitement spécifique la différence entre les signaux bipolaires et la référence. Un exemple de signal brut obtenu en sortie d'OpenVibe est donné figure 5.4.

5.3.6 Guide visuel :

Comme on peut le constater sur la figure 5.2, le sujet doit suivre un guide visuel pour réaliser chaque mouvement. Ce guide visuel est un petit exécutable que nous avons développé à partir de la Virtual Reality toolbox de *Matlab®*, et permet de visualiser des mouvements de flexion/extension

¹<http://www.mindmedia.nl/english/nexus32.php>

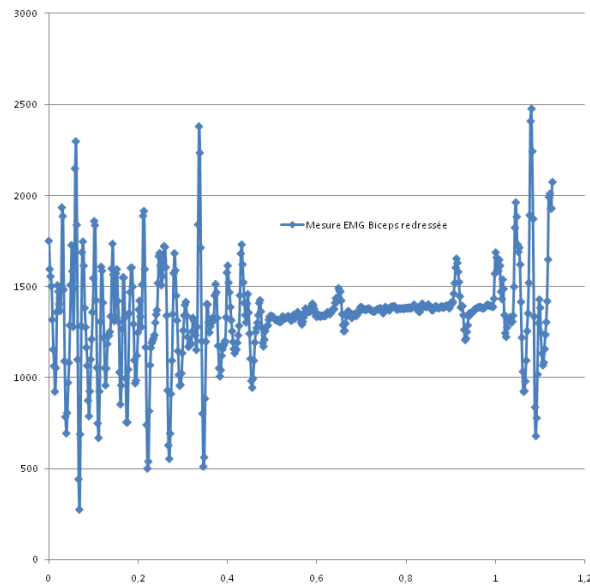


FIG. 5.4 – Exemple de signal EMG obtenu pour le biceps en sortie d’OpenVibe.

du coude à dix vitesses différentes, correspondant aux dix vitesses demandées pour l’expérimentation. Comme on peut le constater figure 5.5, ce guide présente un modèle du membre supérieur basé sur le modèle VRML OpenSource développé par le projet VAKHUM (Virtual Animation of the Kinematics of the Human for Industrial, Educational and Research Purposes, The Department of Anatomy of the University of Brussels [2003]).

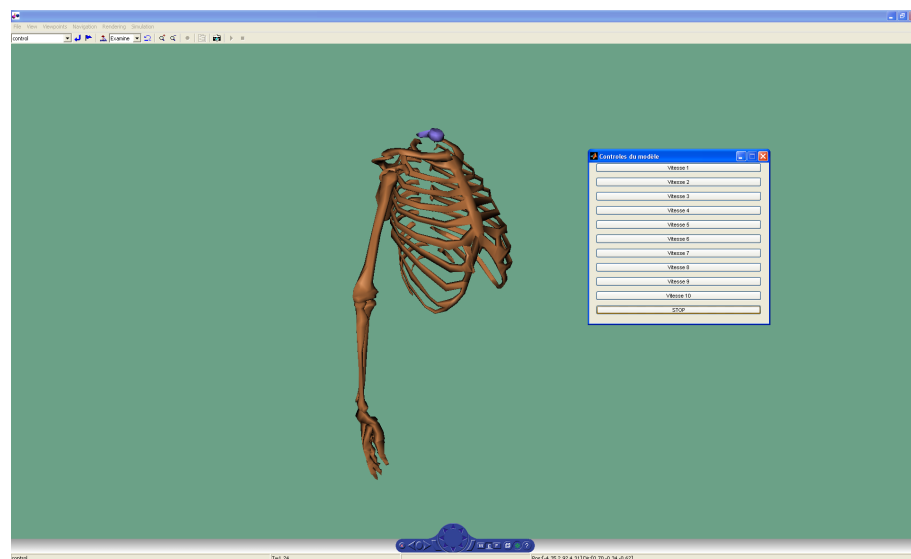


FIG. 5.5 – Guide visuel développé pour l’expérimentation.

5.3.7 Mouvements testés :

Les différents mouvements réalisés sont donc 40 mouvements, décomposé en 4 lots de 10 mouvements. Chaque lot correspond à un poids porté, les poids étant des haltères pesant $0kg$, $2kg$, $4kg$ et $6kg$. Pour chaque poids, le sujet réalise un mouvement de flexion/extension à dix vitesses différentes, définies par le guide visuel présenté précédemment. Comme nous l'avons déjà précisé, les essais se font dans un ordre totalement aléatoire afin de limiter les phénomènes de fatigue musculaire.

5.4 Traitement des données EMG

Les données issues des mesures EMG ne sont qu'une mesure indirecte de l'activation musculaire (Zajac [1989]). En effet, le signal brut issu de la mesure est un voltage pouvant avoir des valeurs positives et négatives, alors que l'activation est une valeur positive comprise entre 0 et 1. Dans la mesure où nous voulons pouvoir à la fois définir une contrainte de co-contraction à partir des activations musculaires et comparer les activations calculées et mesurées, les mesures EMG nécessitent un traitement spécifique que nous allons détailler ici. Cette nécessité est renforcée par le fait que nous étudions des situations de mouvement, où la dynamique de génération des efforts musculaires va prendre une part plus importante que dans une étude statique. La méthode de traitement utilisée est directement inspirée du travail de Buchanan et al. [2004].

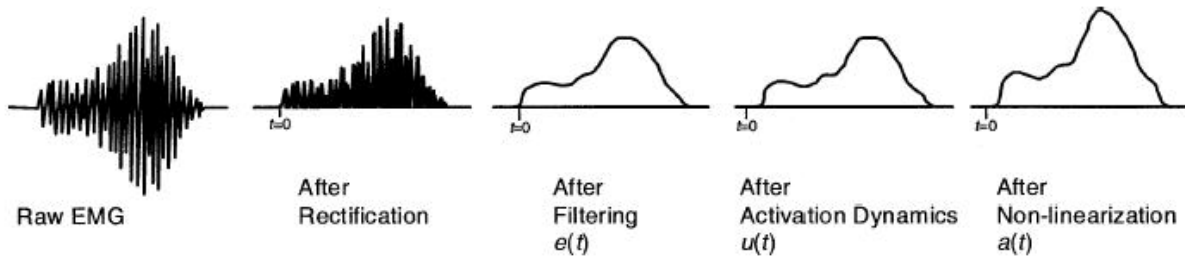


FIG. 5.6 – Étapes de traitement des EMG, tiré de Buchanan et al. [2004].

Les étapes du traitement des EMG sont résumées par la figure 5.6. Nous allons détailler ces étapes :

- (1) Tout d'abord, il faut traiter le signal EMG afin de le rendre exploitable pour définir les activations musculaires. La première étape consiste à supprimer les bruits de mesure basse fréquence, qui peuvent être issus de l'amplification, du courant d'alimentation, ou encore du mouvement des électrodes sur la peau. Afin d'éliminer ces bruits, nous appliquons un filtre passe-haut au signal à une fréquence de coupure de 50 Hz , ce qui permet de s'affranchir des problèmes évoqués précédemment. Le filtre ne doit pas entraîner de retard de phase, car la dynamique du signal s'en trouverait évidemment changée. Un filtre de Butterworth du 4ème ordre est par exemple un excellent candidat pour réaliser cette étape. Une fois filtré, le signal est redressé pour ne contenir que des valeurs positives. Pour ce faire, nous l'élevons au carré et calculons sa racine, comme le présente l'équation suivante :

$$EMG_{rectif}(i) = \sqrt{(EMG(i))^2} \quad (5.7)$$

- (2) A présent que le signal est prêt à être traité, nous pouvons commencer à le filtrer pour simuler la dynamique de contraction des muscles. La manière la plus simple de transformer le signal rectifié en une activation musculaire consiste à le diviser par la valeur crête du signal EMG rectifié obtenu lors d'une *Contraction Volontaire Maximale* (CVM), et ensuite d'appliquer un filtre passe-bas au signal obtenu. Cette méthode est sujette à débat car il est difficile de s'assurer que nous avons bien obtenu le pic d'activité lors de la CVM. Dans notre cas, nous n'avons que deux activités musculaires à mesurer, et l'obtention des CVM peut se faire assez simplement en demandant au sujet de bloquer son bras dans la direction agoniste du muscle avec sa main opposée et de forcer au maximum de ses capacités sur ce bras. La position exacte du bras n'a pas une importance majeure, dans la mesure où l'activation sera maximale indépendamment de la valeur de l'effort résultant, c'est à dire la valeur de la relation-force longueur telle que nous l'avons définie dans la partie 3.3.2. Malgré tout, même s'il est difficile de s'assurer que la valeur maximale a été atteinte, si la normalisation des signaux conduit toujours à des valeurs inférieures à 1, on peut considérer avoir réalisé une bonne approximation de la valeur d'activation maximale;
- (3) Comme nous l'avons dit précédemment, l'étape suivante consiste à appliquer un filtre passe-bas au signal. Ceci est largement justifié dans la mesure où le muscle agit lui même comme un filtre, à une dynamique sensiblement inférieure à celle des signaux EMG. C'est une caractéristique classique de tous les actionneurs mécaniques : leur constante de temps mécanique est très inférieure à la constante de temps de leur système de commande (électrique). Typiquement, le filtre passe-bas aura une fréquence de coupure comprise entre 3 et 10 Hz. Dans notre traitement, nous utilisons un filtre de Butterworth du quatrième ordre à une fréquence de coupure de 4 Hz ;
- (4) Le signal obtenu ici est souvent utilisé tel quel pour estimer l'activation musculaire dans des phases statiques. Mais ce traitement n'est pas suffisant lorsque la dynamique de contraction rentre en jeu, comme dans notre cas d'étude. D'après le travail de Zajac [1989], la dynamique de contraction musculaire peut se résumer par une équation différentielle du premier ordre :

$$\frac{d u(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act}} \cdot (\beta + (1 - \beta)EMG(t)) \right] \cdot u(t) = \frac{1}{\tau_{act}} \cdot EMG(t) \quad (5.8)$$

Où $u(t)$ est l'activation musculaire, $EMG(t)$ le signal EMG rectifié, filtré et normalisé et β une constante comprise entre 0 et 1. τ_{act} est la constante de temps dynamique, qui implique donc un retard entre la mesure EMG et l'activation proprement dite. La mise en oeuvre de la dynamique de contraction proposée par Buchanan et al. [2004] consiste à réaliser un filtre du second ordre avec retard de phase afin de réaliser la transformation du signal EMG en activation musculaire. C'est une méthode plus efficace pour traiter des signaux discrets, comme c'est le cas ici. Nous allons définir un filtre récursif qui aura la forme discrete suivante :

$$u(t) = \alpha \cdot (e(t) - d) - \beta_1 \cdot u(t - 1) - \beta_2 \cdot u(t - 2) \quad (5.9)$$

où d est le retard électromécanique et $(\alpha, \beta_1, \beta_2)$ les constantes définissant la dynamique du filtre. Ces constantes doivent répondre à un certain nombre de critères pour assurer la stabilité du filtre ainsi qu'un gain unité. Nous ne les détaillerons pas ici, elles sont totalement présentées dans l'article de Buchanan et al. [2004]. Les valeurs typiques utilisées pour ce filtre sont un retard d de 40ms, et des constantes $\beta_1 = 1$ et $\beta_2 = 0.25$. Nous utilisons ces valeurs par défaut, même si elles méritent normalement d'être ajustées pour chaque muscle et chaque sujet.

- (5) Une grande majorité des études s'arrête à cette étape pour estimer l'activation. Buchanan propose lui d'ajouter une dernière étape tenant compte de la non-linéarité de la relation activation/force. Ici, nous ne traiterons pas cette étape, car elle implique l'ajout d'une variable supplémentaire fortement arbitraire. Dans une démarche d'estimation des efforts à partir de signaux EMG, elle s'avère cependant importante.

A présent que les EMG sont traités pour obtenir les activations musculaires, nous pouvons passer à la construction de la contrainte.

5.5 Construction de la contrainte

5.5.1 Construction *Sujet x/Sujet x*, Objectif n°1

Pour atteindre l'objectif 1, on va tout simplement ajouter deux contraintes unilatérales complémentaires dans le processus d'optimisation sous contraintes. Il s'agit des contraintes de co-contraction précédemment définies dans l'équation 5.6. Lors de l'étape d'optimisation, l'algorithme va lire le facteur de co-contraction associé et construire les contraintes de co-contraction correspondantes. Les quatre premiers sujets servent donc d'évaluation dans le cadre de cet objectif.

Finalement, l'algorithme d'optimisation sous contraintes peut se résumer de la manière suivante :

A chaque frame :

$$\min f = \sum_{j=1}^n \left(\frac{F_j}{F_j^{max}} \right)^2$$

Sous les contraintes suivantes :

$$h_{1,2}(F) = \Gamma_m - M_c \cdot F = 0 \quad (5.10)$$

$$g_j(F_j) = F_j - (F_{\max})_j \leq 0$$

$$g_{j+5}(F_{j+5}) = f_p \cdot f_0 - F_j \leq 0$$

$$g_{11}(F_1, F_2) = k_{total} \cdot (1 - \gamma) - \frac{F_1}{F_2} \leq 0$$

$$g_{12}(F_1, F_2) = \frac{F_1}{F_2} - k_{total} \cdot (1 + \gamma) \leq 0$$

Avec dans cette équation la définition directe du facteur de co-contraction k_{total} issue de l'équation 5.5.

5.5.2 Construction *Sujet (x, y)/Sujet z*, Objectif n°2

Pour l'objectif 2, on va construire une base de données à partir des données de co-contraction des quatre premiers sujets, et exploiter ces résultats pour construire les contraintes de co-contraction associées aux 4 derniers sujets. Le principe est le suivant : Pour les sujets 1 à 4, on construit 4 sous-espaces articulaires contenant l'ensemble des frames capturées pour les 4 poids différents. Ensuite, à chaque situation articulaire ($q(i), \dot{q}(i)$) on associe le facteur de co-contraction construit à partir des activations mesurées pour cette situation, comme présenté figure 5.7. En effet, on considère que comme les muscles sont des actionneurs visco-élastiques, leur contraction est associée à la fois à la position articulaire, mais aussi à la vitesse articulaire (définissant respectivement la longueur et la vitesse de contraction des muscles).

Chacun de ces sous-espaces articulaires est résumé par le tableau 5.2. Maintenant que ces sous-espaces sont définis, on va venir interpoler la valeur du facteur de co-contraction à partir de la morphologie, de la situation articulaire et du poids pour chaque frame. L'idée est que l'on cherche pour les deux sujets les plus proches morphologiquement du sujet évalué les situations

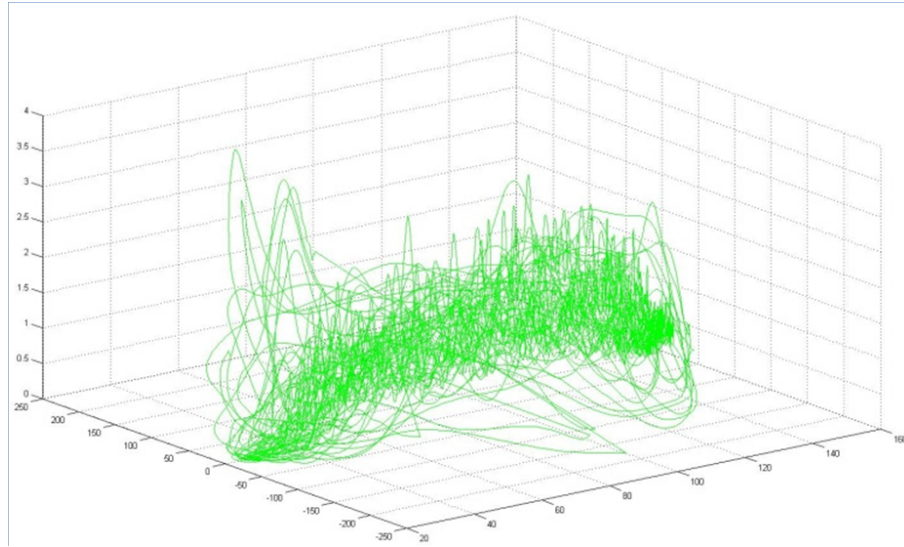


FIG. 5.7 – Sous-espace articulaire (${}^1A_0(q, \dot{q})$) contenant les valeurs du facteur de co-contraction pour le sujet 1 et un poids de 0 kg porté.

Sujet	Sous-espaces (par poids en kg)			
	0 kg	2 kg	4 kg	6 kg
1	1A_0	1A_2	1A_4	1A_6
2	2A_0	2A_2	2A_4	2A_6
3	3A_0	3A_2	3A_4	3A_6
4	4A_0	4A_2	4A_4	4A_6

TAB. 5.2 – Définition des sous-espaces articulaires de co-contraction.

articulaires les plus proches.

Les sous-espaces sont triangulés par une méthode de Delaunay. A chaque sommet d'un triangle défini dans l'espace de Delaunay, on associe la valeur du facteur de co-contraction.

La figure 5.8 résume la méthode d'obtention du facteur de co-contraction à partir des données hors ligne. Pour construire une contrainte de co-contraction pour un sujet à une frame donnée, on cherche tout d'abord les deux morphologies les plus proches parmi les 4 proposées. Pour ce faire, on va chercher les deux rapports m/T les plus proches sur une échelle morphologique, définis dans le tableau 5.1. C'est une manière simpliste de résumer les morphologies, mais qui reste relativement réaliste. On peut supposer que pour un rapport poids/taille donné, les comportements physiologiques vont être proches. Une fois les deux candidats pour la construction de la contrainte définis, à chaque frame, on va réaliser une recherche du simplex (triangle) contenant la situation articulaire de la frame considérée, et réaliser une interpolation bilinéaire du facteur de co-contraction à partir des coordonnées barycentriques du point considéré dans le simplex. Les résultats des deux interpolations sur les deux sujets sont alors mixées entre elles, toujours à l'aide de coordonnées barycentriques définies sur l'échelle morphologique. A l'arrivée nous obtenons donc le facteur de co-contraction qui sera injecté dans les deux contraintes unilatérales définies par l'équation 5.6.

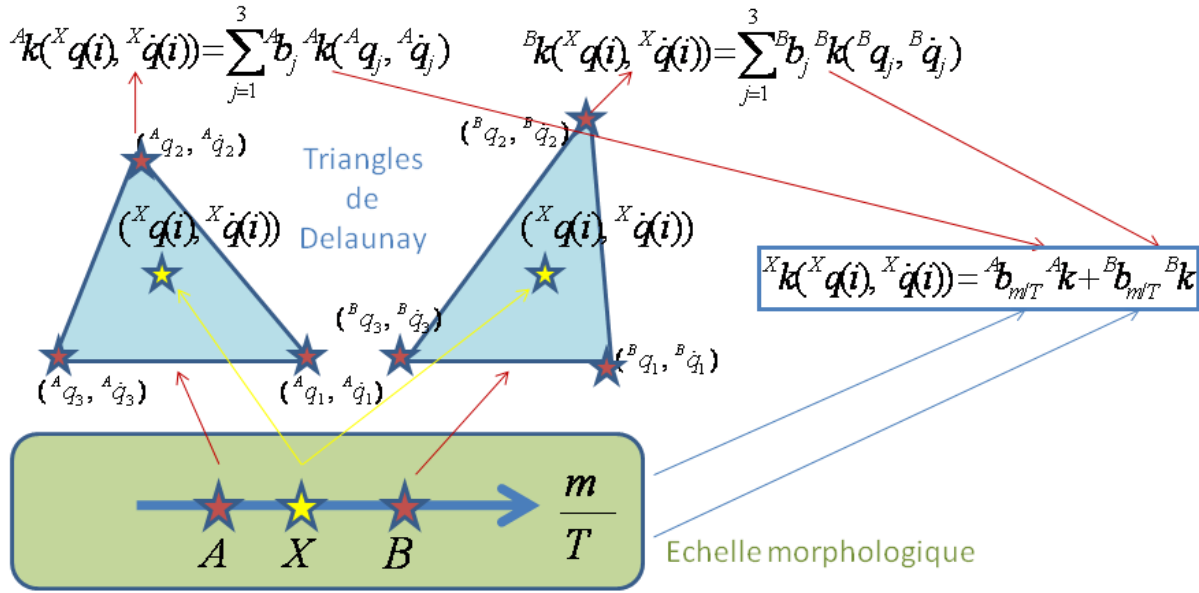


FIG. 5.8 – Obtention du facteur de co-contraction $^X k(^X q(i), ^X \dot{q}(i))$ pour le sujet X à la frame i , à partir de données issues des sujets A et B. Les $^A b_j$ et $^B b_j$ sont les coordonnées barycentriques du point $(^X q(i), ^X \dot{q}(i))$ dans les deux simplex, tandis que les $^A b_{m/T}$ et $^B b_{m/T}$ sont les coordonnées barycentriques du rapport poids/taille du sujet X sur l'échelle morphologique.

Les triangulations de Delaunay sont réalisées à partir de la fonction *Matlab*® *delaunay()*. Les recherches de simplex sont réalisés à partir de la fonction *tsearch()* permettant d'obtenir les sommets et leurs indices dans le tableau des valeurs du facteur de co-contraction. Une fois obtenu le facteur k_{total} pour la frame considérée, on réalise l'optimisation sous contraintes telle que définie par l'équation 5.10.

5.6 Résultats *Sujet x/Sujet x*, Objectif n°1

Dans cette section, nous allons présenter quelques exemples de résultats entre les activations calculées avec et sans facteur de co-contraction pour les sujets 1 à 4, qui servent de base à l'évaluation de l'apport des mesures EMG en termes de réalisme. Nous généraliserons ensuite les résultats de cette expérience pour l'ensemble des mouvements réalisés par les 4 sujets. Le facteur de co-contraction est donc construit à partir des données d'un sujet *x* pour ce même sujet. Il s'agit des résultats de l'objectif numéro 1.

5.6.1 A propos des résultats

Afin d'obtenir une base de comparaison pertinente, il est nécessaire de remettre à l'échelle pour chaque sujet les activations calculées. Cette mise à l'échelle peut paraître arbitraire, mais elle apparaît nécessaire dans la mesure où nous nous basons sur des efforts maximum "moyens" pour réaliser le calcul des efforts (et donc des activations). Ainsi, nous savons que chaque sujet a une capacité musculaire propre, qui n'est évidemment pas égale à celle que l'algorithme utilise pour réaliser ses calculs. C'est pourquoi, afin d'avoir des résultats comparables, nous réalisons pour chaque sujet une mise à l'échelle à l'aide d'un facteur unique, défini entre 0.8 et 1.2, recalculant les activations calculées pour les comparer aux activations mesurées. Il est important d'insister sur le fait que ce facteur est unique. On ne cherche pas à faire "coïncider" calculs et mesures sur chaque sujet en mettant à l'échelle les activations calculées sur chaque mouvement, mais à rendre les résultats plus réalistes et plus proches des activations mesurées dans l'ensemble. Le facteur est déterminé à partir du mouvement calculé dont l'erreur d'activation moyenne initiale entre l'activation mesurée et celle calculée avec le facteur de co-contraction est la plus proche sur l'ensemble du mouvement, et l'on vient annuler cette moyenne avec le facteur. Ainsi l'ensemble des activations calculées pour le sujet se verront pondérées à l'aide de ce facteur, faisant office de mise à l'échelle grossière.

5.6.2 Exemples de résultats

Ces quelques résultats ont pour objectif de montrer l'intérêt de l'ajout de la contrainte de co-contraction pour prédire l'activation du biceps et du triceps lors d'un mouvement de flexion/extension du coude. Nous allons présenter deux résultats différents, réalisés sur le sujet n°1 : un mouvement lent sans charge (0kg) et un mouvement rapide avec la charge maximale (6kg).

Exemple 1 : Mouvement lent sans charge

Dans le cas d'un mouvement lent sans charge, les muscles fonctionnent presque exclusivement de manière isométrique. La relation force-vitesse n'intervient pratiquement pas.

La figure 5.9 illustre la comparaison entre l'activation mesurée, l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et l'activation calculée sans contrainte de co-contraction pour le biceps et le triceps dans le cas d'un mouvement lent sans charge (vitesse 1). Pour le biceps, on constate, malgré des soucis d'échelle dus à de nombreux paramètres arbitraires (qui seront discutés dans le paragraphe suivant) que les résultats sont sensiblement améliorés avec la contrainte de co-contraction. En effet, la présence de la contrainte va nécessiter une activation supérieure, plus proche de la réalité que lorsque la contrainte est absente. Le biceps a une activation réaliste, correspondant à l'activation mesurée. Par contre, l'activation mesurée ici a une variation sensiblement plus lente que l'activation calculée avec ou sans contrainte.

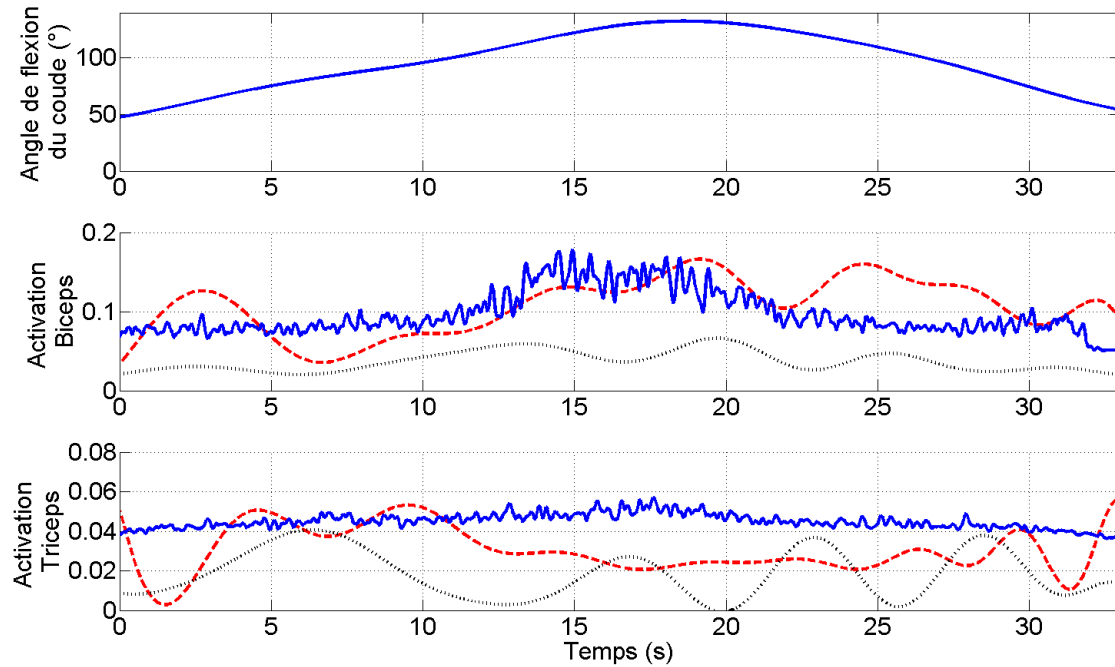


FIG. 5.9 – Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement lent effectué sans charge.

Pour le triceps, les résultats sont plus mitigés. Si l'on a une amélioration effective du niveau global d'activation avec la contrainte, plus proche de l'activation mesurée, les variations obtenues par le calcul ne correspondent pas à l'activation mesurée, relativement constante. La comparaison entre les résultats obtenus ici montre que dans ce cas, l'utilisation d'une contrainte de co-contraction va générer des variations d'activation trop importantes vis-à-vis de la réalité. Cependant, malgré cette limitation, la contrainte de co-contraction permet de mieux approcher l'activation mesurée.

Exemple 2 : Mouvement rapide avec une charge de 6kg

Pour un mouvement rapide avec une charge importante, la dynamique va être fondamentale. Une augmentation sensible du couple articulaire de flexion/extension va induire des efforts musculaires (et donc des activations) nettement plus importants, alors que la relation force-vitesse va prendre le pas sur la relation force-longueur dans la dynamique de contraction des muscles.

La figure 5.10 compare l'activation mesurée du biceps et du triceps aux activations calculées avec et sans contrainte de co-contraction pour un mouvement rapide (vitesse 10) avec une charge de 6 kg. Pour le biceps, le niveau global d'activation est à peine plus important avec la contrainte que sans. La dynamique du mouvement étant très importante, l'influence de la contrainte de co-contraction est moins grande. On constate que le niveau moyen d'activation est satisfaisant, et que la variation de l'activation durant le mouvement est cette fois relativement réaliste, malgré des erreurs importantes constatées sur les phases où l'activation calculée est minorée vis-à-vis de l'activation mesurée.

Pour le triceps, on constate une amélioration notable des résultats avec la contrainte de co-contraction. Comme on a pu le constater précédemment, sans contrainte de co-contraction le triceps reste à une activation minimale, avec une faible variation. Avec la contrainte de co-contraction, on

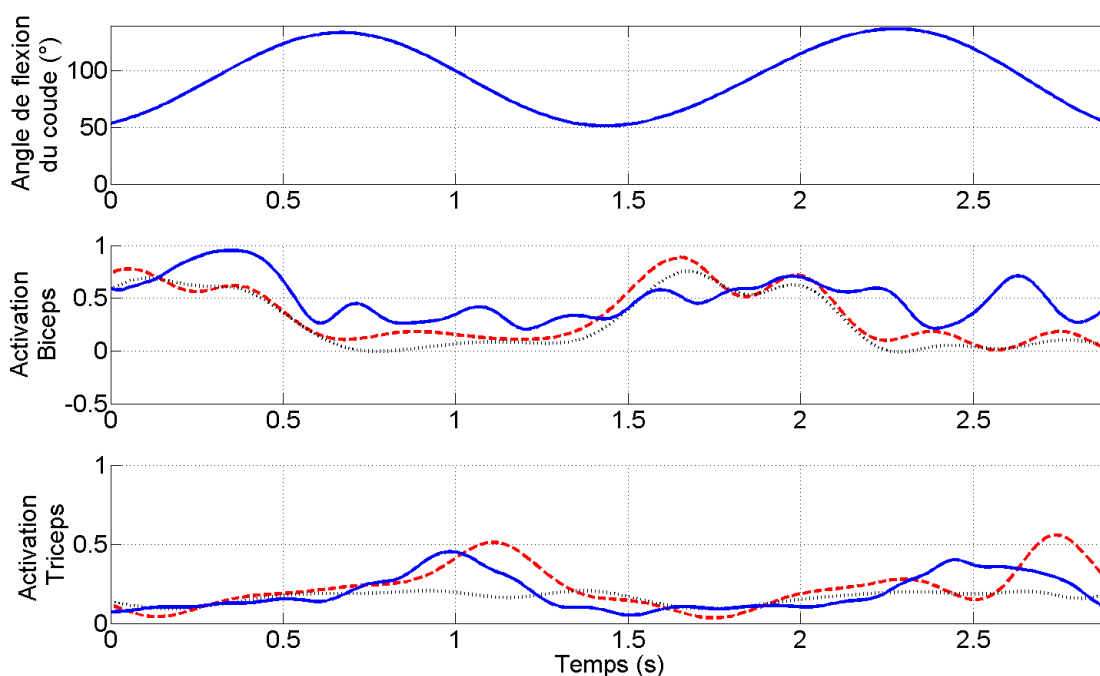


FIG. 5.10 – Comparaison de l’activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement rapide effectué sous charge maximale (6kg).

constate que l’on prédit les pics d’activité du triceps. Le niveau global d’activation est plus réaliste avec la contrainte, et les variations de cette activation sont plus réalistes également.

5.6.3 Comparaison des résultats pour les sujets 1 à 4 sur l’ensemble des mouvements testés

La validation quantitative à l’aide de mesures EMG s’avère très difficile. D’une part, les mesures EMG font intervenir de nombreux paramètres arbitraires dans leur traitement qui impliquent des erreurs entre l’image de l’activation obtenue et l’activation réelle : retard, filtrage, et surtout *CVM*. L’obtention de la Contraction Volontaire Maximale est en effet relativement empirique, au sens où malgré toutes les précautions que l’on peut prendre pour réaliser cette contraction, prendre un point maximal sur une période donnée de contraction ne garantit absolument pas une mise à l’échelle correcte. D’autre part, le calcul des activations par dynamique inverse fait également intervenir de nombreux paramètres non maîtrisés : les efforts isométriques maximums f_0 , la longueur au repos des muscles l_0 , etc...C’est pourquoi nous avons dans un premier temps refait une mise à l’échelle sommaire des activations calculées, comme c’est expliqué plus haut dans ce chapitre.

Ceci étant dit, nous avons voulu à titre informatif comparer l’activation moyenne mesurée avec l’activation moyenne calculée sur un mouvement complet de flexion/extension pour les deux muscles. En regard du fait que les muscles décrivent les mêmes mouvements de contraction (mêmes variations de longueur) dans le cas mesuré et le cas calculé, ceci représente d’un point de vue adimensionnel l’erreur réalisée sur le travail musculaire effectué. Évidemment, les erreurs sont assez peu significatives, car les paramètres arbitraires interférant dans ce calcul sont trop nombreux, mais la comparaison entre les résultats obtenus avec et sans contrainte de co-contraction donnent une idée de l’utilité de l’introduction de cette dernière dans le calcul. En effet, c’est l’unique ajout de cette contrainte que l’on vient évaluer en mettant en évidence ces résultats.

Activation du biceps

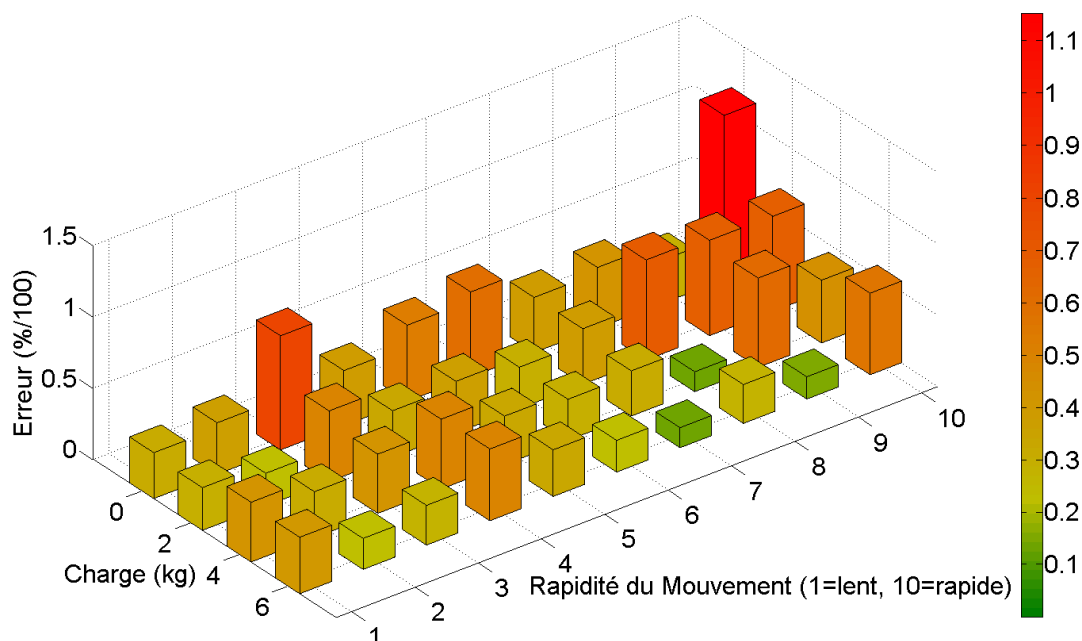


FIG. 5.11 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

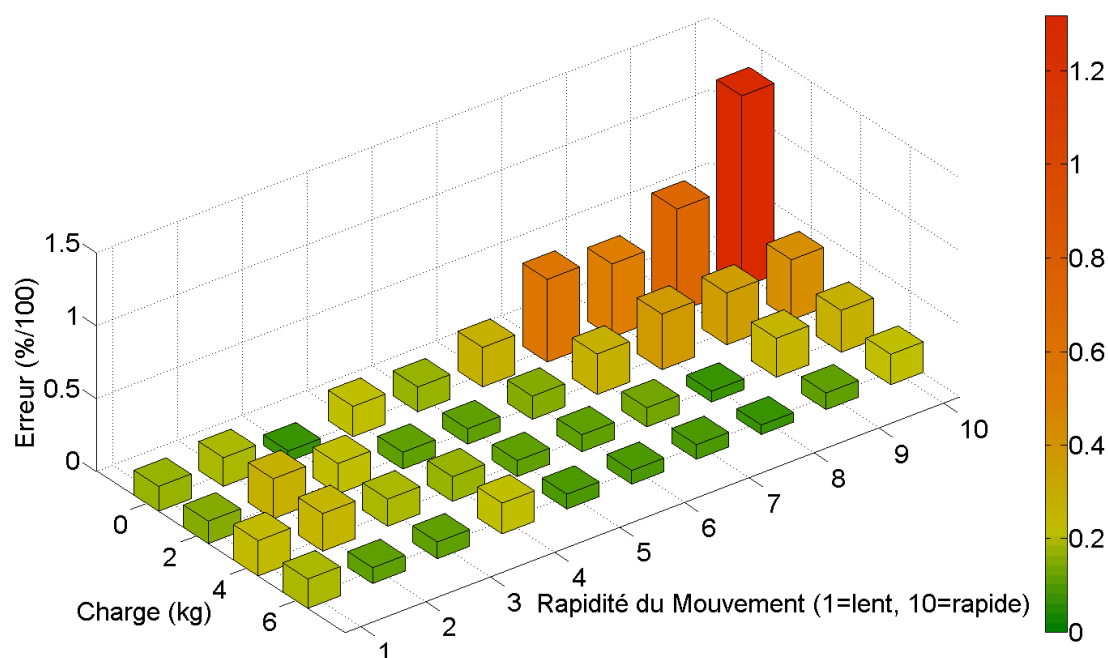


FIG. 5.12 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

La figure 5.11 montre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du biceps obtenues sur les 4 sujets, sur les 40 mouvements testés, sans contrainte de co-contraction. Comme on peut le constater, l'erreur est assez stable, autour de 30% à 40%, avec une augmentation sensible pour les vitesses les plus élevées.

La figure 5.12 montre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du biceps obtenues sur les 4 sujets, sur les 40 mouvements testés, avec contrainte de co-contraction. L'erreur est globalement plus faible que sans contrainte sur les vitesses faibles, alors qu'elle tend à augmenter avec la rapidité du mouvement, surtout sur les faibles charges. Ceci peut en partie s'expliquer par les problèmes de mesures EMG pour les vitesses élevées. Il est intéressant de noter que l'apport de la contrainte de co-contraction n'est pas du tout évident pour le biceps. La méthode développée avec la fonction de coût choisie a déjà fait ses preuves pour estimer l'activité des muscles agonistes au mouvement, ce qui explique le fait que l'apport de la contrainte sur l'estimation de l'activation du biceps soit faible. Il est même encourageant de constater que la méthode n'est pas faussée par l'introduction d'une contrainte supplémentaire, dans le sens où cette contrainte aurait pu engendrer des résultats peu réalistes au niveau de la contraction du biceps, en surévaluant sa contribution par exemple.

Activation du triceps

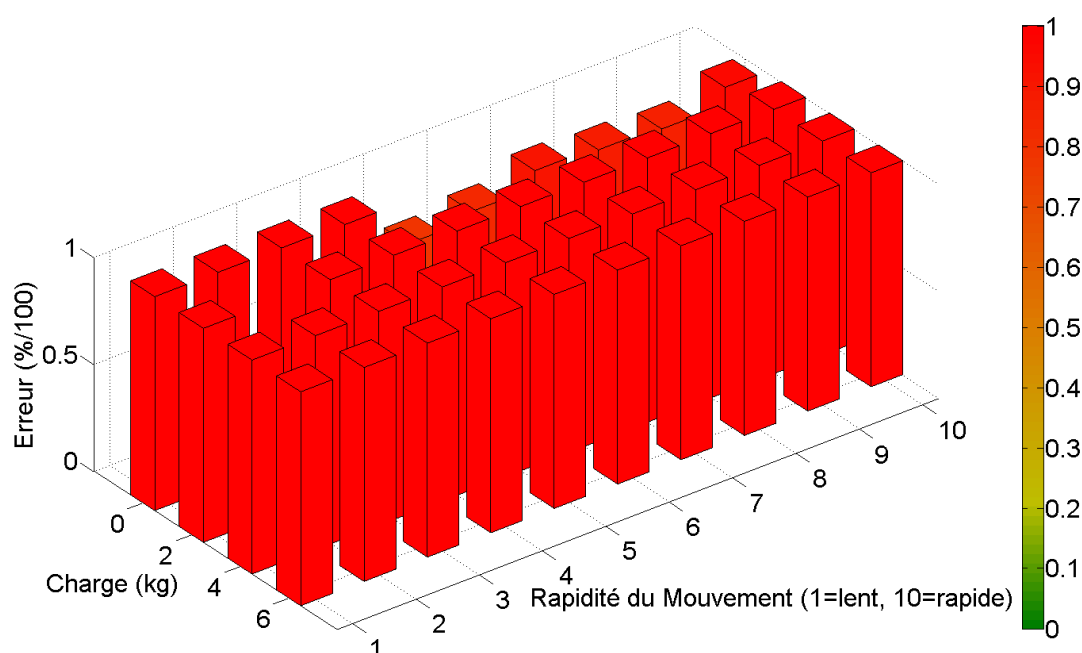


FIG. 5.13 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

La figure 5.13 illustre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du triceps obtenues sur les 4 sujets, pour les 40 mouvements testés, sans contrainte de co-contraction. La figure montre clairement que la méthode en l'état ne permet absolument pas de prédire l'activation du triceps. L'erreur avoisine les 100% pour une grande majorité de mouvements, car dans de nombreux cas,

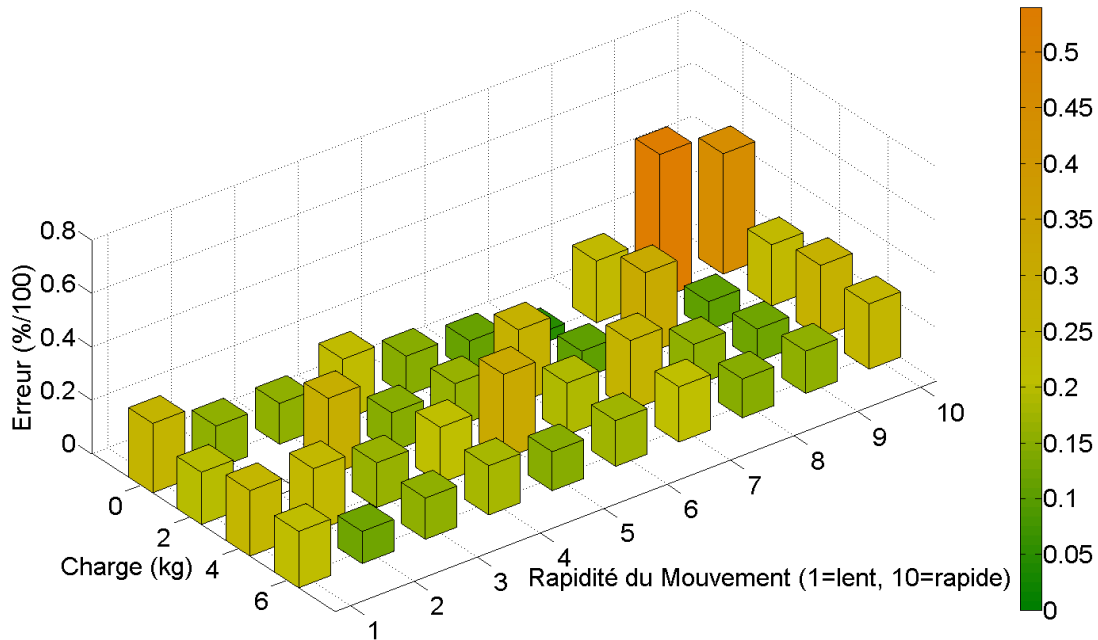


FIG. 5.14 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

l'activation reste à des taux minimum, en accord avec l'équilibre mécanique, mais en désaccord complet avec la physiologie.

La figure 5.14 illustre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du triceps obtenues sur les 4 sujets, pour les 40 mouvements testés, avec contrainte de co-contraction. Les erreurs restent encore importantes mais elles sont diminuées de 50% à 70% par rapport aux résultats obtenus sans contrainte de co-contraction. Malgré les paramètres arbitraires, les problèmes d'échelle et les problèmes de mesure, on constate donc une amélioration sensible de l'estimation de l'activation du triceps.

5.7 Résultats *Sujet (x,y)/Sujet z*, Objectif n°2

Dans cette section, nous allons tout d'abord présenter quelques exemples de résultats entre des activations calculées avec et sans facteur de co-contraction pour les sujets 5 à 8, puis nous allons généraliser les résultats pour les 4 sujets avec le facteur de co-contraction construit à partir de données issues de deux sujets x et y pour un sujet z . L'ensemble de ces résultats sont édités avec un indice de confiance $\gamma = 0.1$ introduit dans l'équation 5.6. Il s'agit de l'objectif numéro 2. De la même manière que pour les résultats précédents, nous avons pour chaque sujet défini un paramètre de mise à l'échelle (compris entre 0.8 et 1.2) des activations calculées à partir du mouvement présentant les meilleurs résultats, afin d'améliorer la lisibilité des courbes et le réalisme des résultats.

5.7.1 Exemples de résultats

Ces quelques résultats ont pour objectif de montrer l'intérêt de l'ajout de la contrainte de co-contraction pour prédire l'activation du biceps et du triceps lors d'un mouvement de

flexion/extension du coude, *lorsque nous n'avons pas de mesure EMG* équipée sur le sujet. En effet, cette fois nous agissons comme si la personne était exclusivement équipée de marqueurs de capture de mouvement, et que l'on exploitait une base de données de facteurs de co-contraction permettant de simuler la co-contraction. Nous allons présenter deux résultats différents, réalisés sur le sujet n°8 : un mouvement lent sans charge (0kg) et un mouvement rapide avec la charge maximale (6kg), comme dans le chapitre précédent.

Exemple 1 : Mouvement lent sans charge

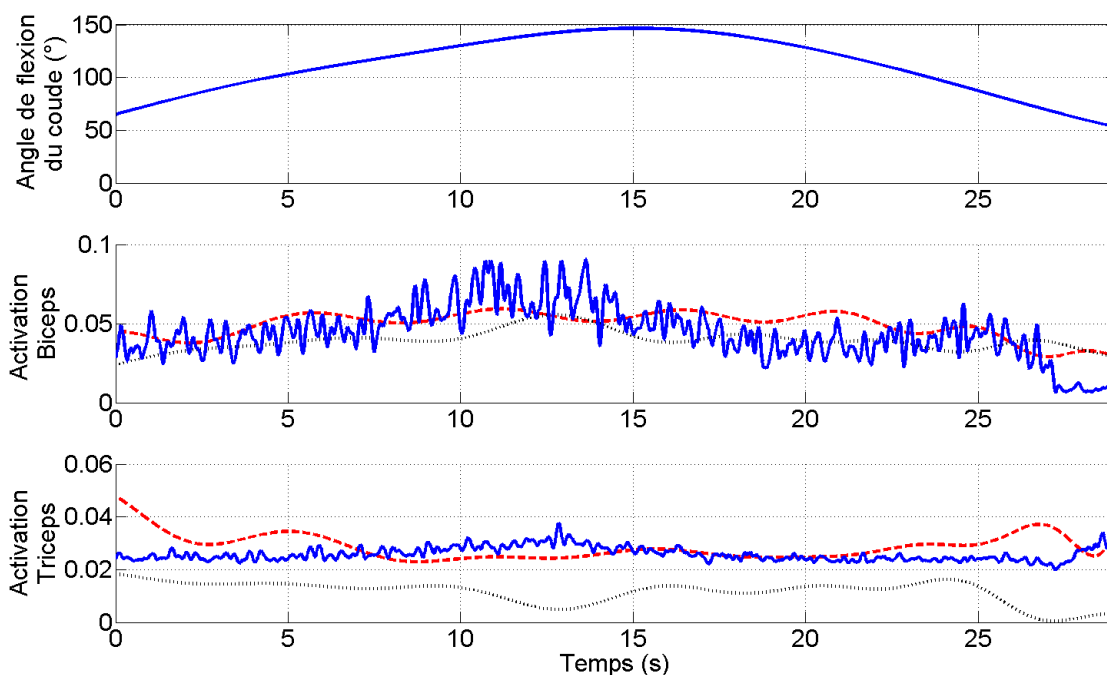


FIG. 5.15 – *Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement lent effectué sans charge.*

La figure 5.15 illustre la comparaison entre l'activation mesurée, l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et l'activation calculée sans contrainte de co-contraction pour le biceps dans le cas d'un mouvement lent sans charge (vitesse 1). Les résultats de l'estimation de l'activation du biceps sont ici assez satisfaisants, avec ou sans contrainte. On remarque que le niveau global d'activation est satisfaisant et légèrement plus important avec la contrainte, ce qui est logique puisqu'elle induit une augmentation artificielle du niveau d'activation moyen des deux muscles.

Pour le triceps, l'action de la contrainte de co-contraction est prépondérante. En effet, le niveau global d'activation est ici beaucoup plus réaliste avec la contrainte que sans. Comme on avait pu le constater avec l'exemple *Sujet x/Sujet x*, l'activation mesurée est relativement constante, alors que l'activation calculée avec ou sans contrainte présente des variations peu réalistes. Néanmoins, ce résultat illustre bien l'intérêt de l'ajout de cette contrainte.

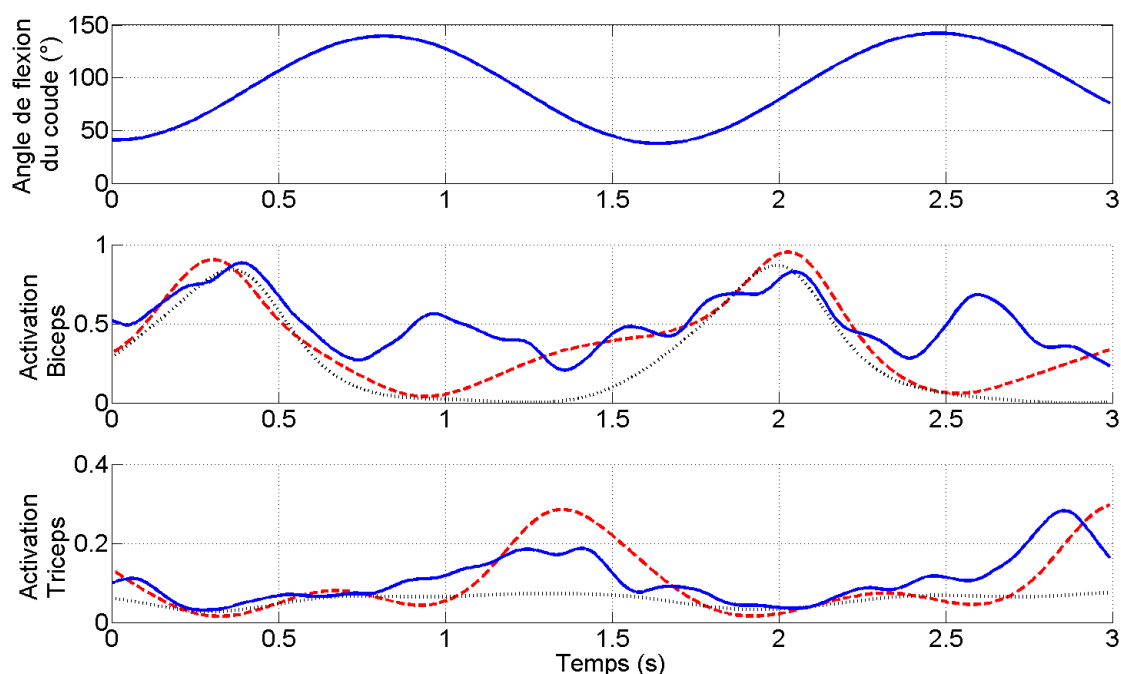


FIG. 5.16 – Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement rapide effectué sous charge maximale (6kg).

Exemple 2 : Mouvement rapide avec une charge de 6 kg

La figure 5.16 compare l'activation mesurée aux activations calculées avec et sans contrainte de co-contraction pour le biceps et le triceps dans le cas d'un mouvement rapide (vitesse 10) avec charge. Pour le biceps, les activations calculées avec et sans contrainte sont comparables et proches de l'activation mesurée. On constate notamment que les pics d'activités sont bien détectés et que les variations sont assez réalistes. Néanmoins, on constate encore une fois un décalage notable entre l'activation calculée et l'activation mesurée dans les zones où l'activation est plus faible. L'activation calculée avec contrainte de co-contraction améliore néanmoins les résultats obtenus sur ces parties, même si l'on est assez loin des valeurs mesurées.

Pour le triceps, on remarque tout l'intérêt de l'ajout de la contrainte de co-contraction. Les pics d'activité sont décelés, alors que sans contrainte l'activation calculée reste à un niveau minimal. Le niveau d'activation moyen avec la contrainte de co-contraction est tout à fait satisfaisant, et les variations d'activation également.

5.7.2 Comparaison des résultats pour les sujets 5 à 8 sur l'ensemble des mouvements testés

Activation du biceps

La figure 5.17 montre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du biceps obtenues sur les 4 sujets, sur les 40 mouvements testés, sans contrainte de co-contraction. Comme on peut le constater, l'erreur est assez stable. Elle reste dans les mêmes proportions que dans le cas des sujets 1 à 4. Les vitesses élevées impliquent globalement plus d'erreur.

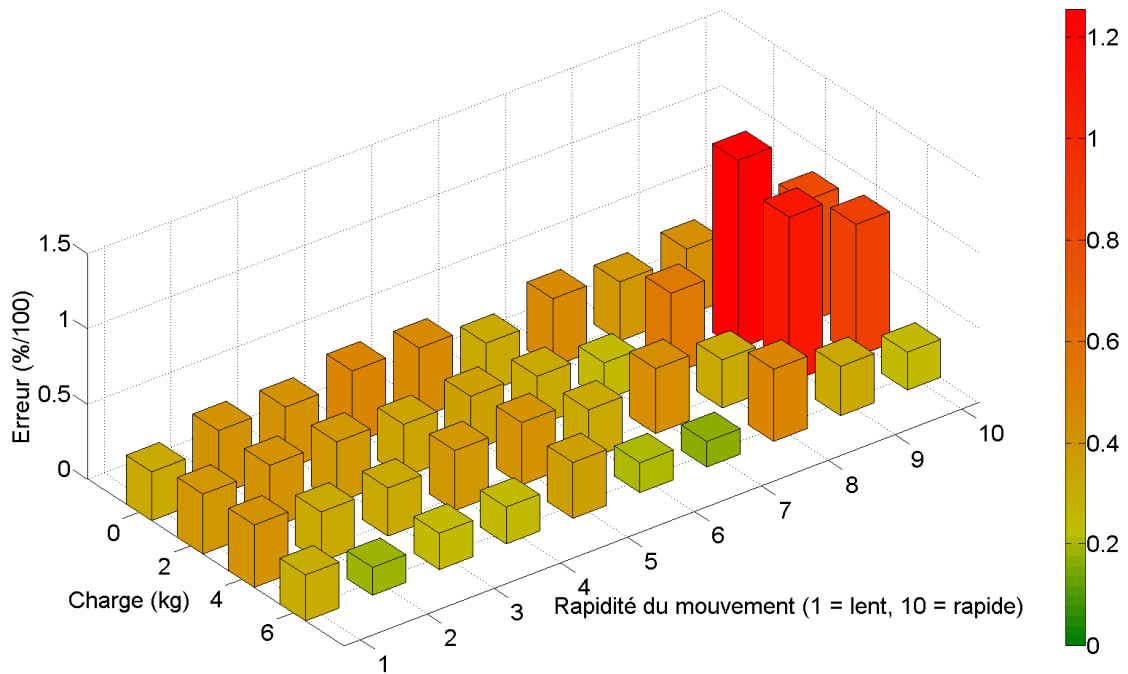


FIG. 5.17 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

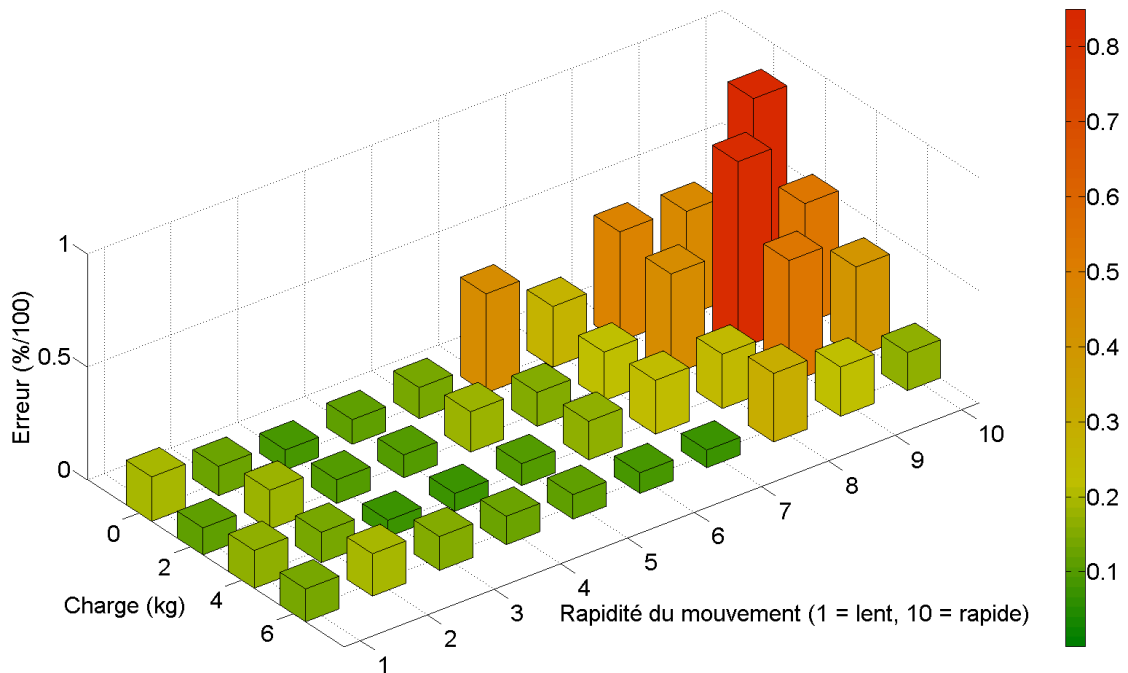


FIG. 5.18 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

La figure 5.18 montre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du biceps obtenues sur les 4 sujets, sur les 40 mouvements testés, avec contrainte de co-contraction. Comme dans le cas des sujets 1 à 4 (qui, pour rappel, utilisaient une contrainte de co-contraction calculée à partir du signal EMG associé au sujet et au mouvement), l'erreur diminue, mais encore une fois dans une proportion faible. On remarque que les vitesses élevées induisent encore des erreurs plus importantes que les vitesses lentes.

Activation du triceps

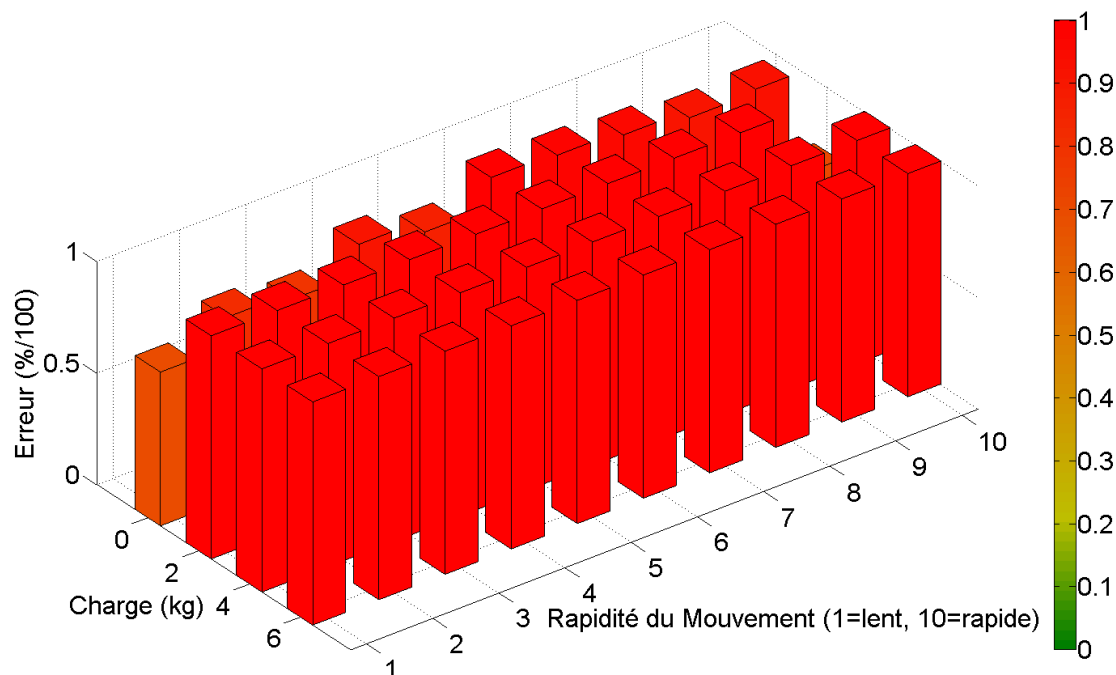


FIG. 5.19 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

La figure 5.19 illustre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du triceps obtenues sur les 4 sujets, pour les 40 mouvements testés, sans contrainte de co-contraction. L'erreur avoisine les 100% pour une grande majorité de mouvements, comme c'était déjà le cas pour les sujets 1 à 4.

La figure 5.20 illustre la moyenne des erreurs moyennes d'activations du triceps obtenues sur les 4 sujets, pour les 40 mouvements testés, avec contrainte de co-contraction. Encore une fois, la contrainte reconstruite permet une amélioration sensible des résultats, mais de nombreux problèmes d'échelle ne permettent pas d'avoir des taux d'activation moyens très proches (entre la mesure et l'activation). Mais dans l'ensemble, en comparaison des résultats obtenus sur la figure 5.19, les résultats sont sensiblement améliorés.

5.8 Discussion

Comme on a pu le constater lors de la présentation des résultats, la contrainte de co-contraction améliore sensiblement l'estimation de l'activation du triceps sans pour autant dénaturer l'estima-

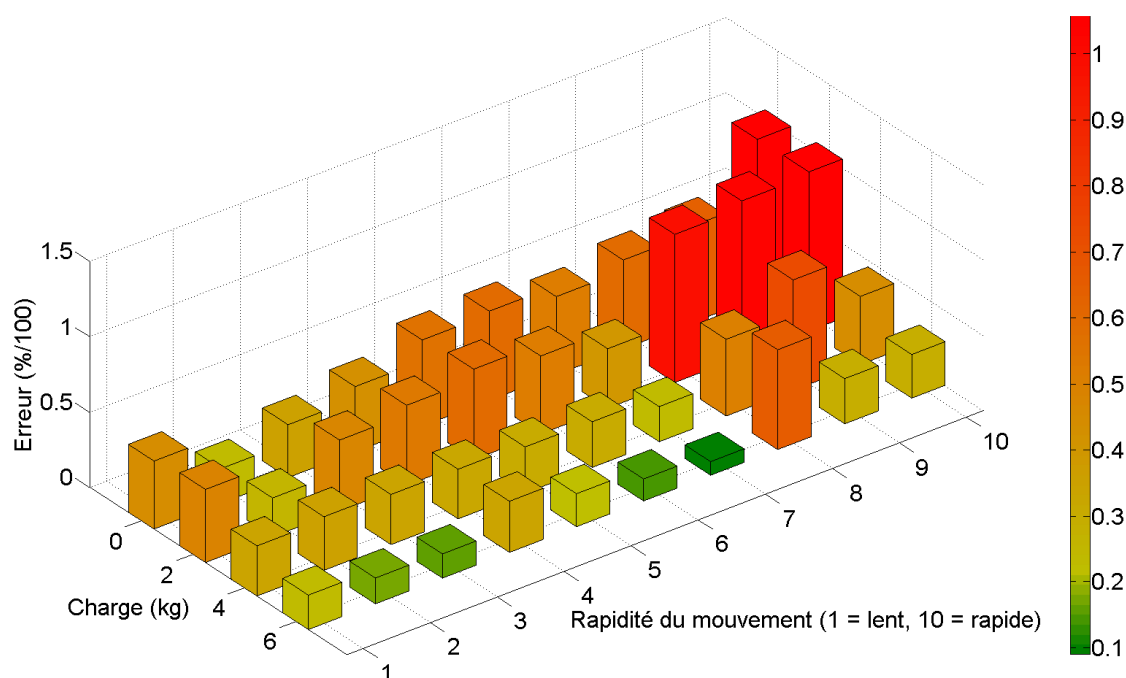


FIG. 5.20 – Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.

tion de l'activation du biceps. C'est le point fort de l'ajout de la contrainte de co-contraction. Cependant, de nombreux points restent discutables.

Tout d'abord, la quantité de paramètres arbitraires (déjà évoqués) impliqués à la fois dans la mesure des activations et dans l'estimation par dynamique inverse implique que nous ne pouvons pas chiffrer avec certitude les efforts musculaires. En effet, même si les patterns de contraction sont satisfaisants, nous sommes loin d'obtenir des résultats parfaits. Pour améliorer sensiblement les résultats, il faudrait mener de nombreuses expériences supplémentaires permettant, par exemple, de chiffrer pour chaque personne les forces isométriques maximales développées par leur muscles. Par ailleurs, pouvoir estimer avec précision le retard entre la mesure EMG et l'activation musculaire serait extrêmement utile car la valeur utilisée ici, qui est une valeur classiquement utilisée dans les études portant sur ces mesures, n'a pas de sens d'un point de vue générique. Évidemment, le modèle biomécanique développé n'est pas exempt d'erreurs et d'imprécisions : les bras de levier et leur méthode d'évaluation sont discutables. La modélisation des muscles par regroupement des faisceaux d'un muscle à multiples origines/insertions est également un choix qui peut être remis en cause. Si l'intérêt d'une telle méthode réside dans sa simplicité, un modèle plus complexe divisant les muscles en plusieurs muscles distincts a déjà fait ses preuves (Holzbaur et al. [2005], Pennestrì et al. [2007]). On peut synthétiser les difficultés qu'impliquent ces considérations par une simple constatation : l'ensemble de ces valeurs sont spécifiques à chaque sujet, et donc difficilement généralisables. En pratique, on peut penser que dans des applications à but clinique, on pourrait développer des protocoles précis d'estimation de ces paramètres (comme ça a pu être fait par Buchanan et al. [2004] ou encore Venture et al. [2005]). Dans notre cas, l'objectif reste d'avoir une estimation des efforts à des fins ergonomiques, et le temps nécessaire à l'obtention de tels paramètres est incompatible avec les contraintes industrielles. Nous devons donc faire avec cet état de fait : certains paramètres du modèle devront rester non maîtrisés. La mise à l'échelle des activations obtenues reste un étape essentielle pour améliorer le réalisme des résultats, et l'amélioration de cette mise à l'échelle par le biais d'un protocole simple d'évaluation du facteur de mise à l'échelle est une piste sérieuse à mettre en place. Par exemple, pour une situation (posture

statique) où nous connaissons très bien la valeur des activations, nous pourrions demander au système de comparer les activations obtenues avec celles mesurées afin de déterminer le facteur d'échelle, correspondant finalement à une mise en correspondance des efforts maximums f_0 spécifiques au sujet avec les valeurs moyennes utilisées pour réaliser l'optimisation sous contraintes.

Un autre point important de discussion est l'activation des autres muscles impliqués dans le mouvement. La contrainte permet exclusivement de mettre en rapport l'activation du biceps et du triceps, et ne permet donc pas, par exemple, de tenir compte de l'activation d'un muscle aussi important que le brachialis dans cette articulation. Si l'on regarde les activations calculées pour les autres muscles fléchisseurs (brachialis et brachioradialis), les activations restent réalistes, avec une dynamique assez proche de celle du biceps. Par contre l'activation de l'anconeus reste erratique, au sens où elle reste soumise aux règles de l'équilibre dynamique, sans bénéficier de l'information supplémentaire apportée par la co-contraction. On suppose donc que cette activation n'est pas réaliste. Ceci reste un problème mineur dans la mesure où l'anconeus reste un muscle qui a un rôle très secondaire dans l'obtention du couple articulaire. Son rôle de stabilisateur n'est, pas contre, absolument pas mis en évidence avec cette méthode.

Ensuite, nous pouvons aussi légitimement poser la question du choix de la contrainte : pourquoi avoir choisi de réaliser une contrainte de co-contraction entre deux muscles, plutôt que d'exploiter les mesures EMG pour contraindre chaque muscle séparément à suivre un pattern de contraction, comme l'ont par exemple proposé Vigouroux et al. [2006] ? Notre objectif est de nous affranchir des problèmes de mise à l'échelle : en définissant un ratio d'activation entre deux muscles, on garantit que quelque soit l'erreur sur l'obtention de la *CVM*, le rapport entre les activations des deux muscles reste réaliste. Même si cet objectif est en partie atteint (les patterns sont clairement réalistes), il reste quand même malgré tout des problèmes d'échelles, essentiellement liés justement aux définitions des paramètres physiologiques et à la mise à l'échelle de la mesure EMG, comme nous l'avons déjà dit. Par contre, le choix d'une échelle morphologique pour réaliser une interpolation entre deux patterns de sujets est discutable. Nous sommes partis du constat qu'il était difficile de généraliser les patterns de contraction, variant sensiblement d'un sujet à l'autre (en termes d'amplitude notamment). Ainsi, pour certains sujets (comme par exemple le sujet 5 présenté dans les résultats) les patterns des 2 sujets les plus proches (ici les sujets 3 et 4) correspondent bien aux acquisitions EMG, tandis que le résultat sera sensiblement moins bon pour le sujet 7 pour lequel on utilise les mêmes sujets 3 et 4 pour définir le pattern. Néanmoins, sur le faible échantillon testé (seulement 4 sujets), le choix d'utiliser une échelle morphologique semble être acceptable.

Par ailleurs, la contrainte reconstruite (*sujet* (x, y)/*sujet* z) n'a été testée que sur 4 sujets masculins, ce qui reste un panel d'essais très limité. Pour pleinement valider la contrainte, il faudrait pouvoir réunir un échantillon statistique pertinent. En effet, les écarts types (non représentés) associés aux erreurs moyennes calculées sur l'ensemble des mouvements sont assez importants, souvent de l'ordre de la moyenne elle-même. Même si nous pouvons supposer qu'avec une base de données plus fine, et une quantité importante de sujets supplémentaires, cet écart type tendrait à baisser, cela reste une valeur extrêmement élevée qui rend la moyenne peu pertinente d'un point de vue statistique. Pouvoir comparer un nombre important de patterns de co-contraction permettrait également de pouvoir construire un modèle de contrainte de co-contraction, basé sur les données expérimentales mais indépendant de celles-ci, ce qui serait idéal comme objectif.

Pour terminer cette discussion, nous devons évoquer le cas de la pronation/supination. En l'état, l'estimation des efforts dans les muscles impliqués dans ce mouvement reste peu réaliste, et nous n'avons pas pu améliorer ces résultats en définissant, comme pour la flexion/extension, un protocole permettant de modéliser des informations physiologiques supplémentaires. Les informations sur les activations de ces muscles sont plus difficiles d'accès (avec des mesures EMG de surface), et il reste donc difficile d'enrichir une méthode par dynamique inverse avec ce type d'informations pour ce mouvement. Pour les contributions suivantes, nous nous intéresserons donc aux résultats obtenus pour la flexion/extension du coude en limitant le modèle musculo-squelettique à cette partie du corps.

5.9 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre comment nous enrichissons notre méthode par dynamique inverse pour tenir compte de la co-contraction musculaire pour la flexion/extension du coude. Pour cela, nous avons défini un facteur de contraction entre le biceps et le triceps permettant la construction d'une contrainte de co-contraction.

Cette contrainte est ajoutée à l'étape d'estimation des efforts musculaires à l'aide de deux contraintes unilatérales permettant l'utilisation d'un indice de confiance γ défini pour amortir les erreurs de mesure EMG.

Le premier objectif que nous nous étions fixé était l'utilisation de cette contrainte de co-contraction directement sur 4 sujets à partir des mesures EMG réalisées sur ces mêmes sujets. L'apport essentiel de la contrainte se fait sur le réalisme de la contraction du triceps. La contrainte permet à l'algorithme de prédire des contractions physiologiquement réalistes, bien que contre intuitives du point de vue mécanique.

Cependant, de nombreux problèmes restent à résoudre pour que le réalisme soit encore amélioré : définition des paramètres physiologiques, amélioration des mesures, qualité du traitement du signal,...

Le deuxième objectif fixé était d'utiliser une base de données de contraintes de co-contraction (réalisée à partir des données EMG-Mocap des 4 premiers sujets) pour venir définir une contrainte de co-contraction sur 4 sujets tiers. L'objectif ici était de montrer la faisabilité d'une méthode par dynamique inverse sans mesure EMG permettant malgré tout de prédire l'activation des muscles antagonistes. L'objectif est partiellement atteint, dans le sens où la construction de la contrainte de co-contraction permet d'améliorer sensiblement les patterns de contraction obtenus pour le triceps. Néanmoins, on constate que la quantité de paramètres impliqués dans le modèle induit une erreur importante sur le résultat obtenu. Malgré tout, l'efficacité de la contrainte de co-contraction est totalement démontrée par les résultats obtenus, sensiblement plus réalistes que sans contrainte de co-contraction.

A présent, nous pouvons présenter comment, afin d'améliorer notablement le temps de calcul, nous avons remplacé les étapes de dynamique inverse et d'estimation des efforts par optimisation par une étape d'estimation des efforts par interpolation. C'est l'objet du chapitre suivant.

Chapitre 6

Estimation des efforts musculaires par interpolation

6.1 Introduction

Les deux chapitres précédents ont permis de développer une méthode d'estimation d'efforts musculaires par dynamique inverse pour les muscles impliqués dans le mouvement du coude et de l'avant-bras. Si les performances en terme de précision sont satisfaisantes, le temps de calcul reste trop long pour l'objectif à atteindre. L'objectif est de pouvoir estimer les efforts en temps réel, car c'est la condition pour pouvoir évaluer un poste de travail virtuel directement. Généralement on considère que le temps réel nécessite une fréquence de calcul autour de 100 Hz . Dans notre cas, en cumulant l'ensemble des étapes, nous arrivons à une fréquence de calcul moyenne de 20 Hz . Afin d'atteindre un temps de calcul satisfaisant, nous allons chercher à développer une méthode d'interpolation remplaçant à la fois l'étape de dynamique inverse et l'étape d'optimisation des efforts. Pour illustrer la méthode, nous prendrons en exemple la flexion/extension du coude, les résultats obtenus par optimisation pour la pronation/supination de l'avant bras étant trop peu aboutis.

6.1.1 Principe

Le schéma présenté dans le chapitre précédent se voit modifié, comme le présente la figure 6.1. A titre de validation, nous comparerons les efforts obtenus par interpolation avec ceux obtenus par optimisation. On voit sur cette figure que la principale différence réside dans l'utilisation d'une base de données de mouvements sur lesquels les efforts musculaires ont été calculés préalablement. Nous verrons dans ce chapitre comment est construite et utilisée cette base de données.

6.2 Approche théorique

Les efforts musculaires générant le mouvement dépendent d'un certain nombre de paramètres. Il est donc nécessaire de déterminer quels paramètres nous pouvons utiliser pour réaliser l'interpolation.

Nous pouvons séparer les paramètres en deux familles : les paramètres statiques (qui ne dépendent pas du mouvement) et les paramètres dynamiques. Les paramètres statiques, pour un sujet donné, vont être la taille du sujet (T), son poids (m) et la charge qu'il porte (M).

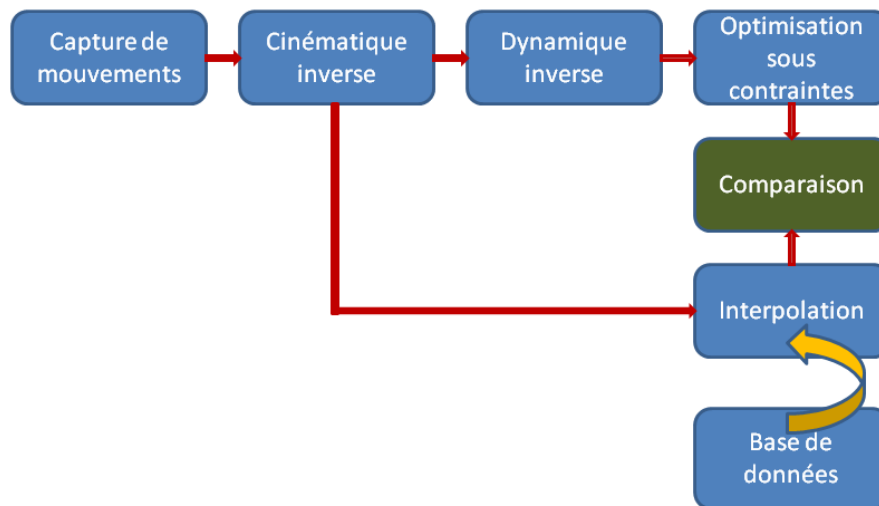


FIG. 6.1 – *Synoptique général de la méthode d'estimation par interpolation.*

Ensuite, les paramètres dynamiques vont être les paramètres de mouvement. Dans notre cas, pour une articulation, on va considérer que les coordonnées (q, \dot{q}, \ddot{q}) vont pleinement déterminer une configuration articulaire. En d'autres termes, connaître la position, la vitesse et l'accélération articulaire va représenter, à chaque frame, la configuration dans laquelle se trouve l'articulation. Si la position et la vitesse semblent des paramètres évidents, l'accélération (qui est la dérivée de la vitesse) va nous donner la tendance d'évolution de la vitesse. On se rapproche ainsi d'une situation de mouvement pleinement définie au sens mécanique.

Pour réaliser les interpolations, on va donc d'abord déterminer un paramètre global statique qui permettra de tenir compte pour la globalité du mouvement d'une mise à l'échelle, tandis qu'à chaque pas de temps, l'interpolation en elle-même sera réalisée à partir des paramètres dynamiques.

6.3 Méthodologie expérimentale

Pour réaliser et valider la base de données, nous avons réalisé une campagne de capture sur 13 sujets, dont les caractéristiques anthropométriques sont résumées dans le tableau 6.1. Ces sujets n'ont pas d'entraînement spécifique pour cette tâche et sont de morphologies sensiblement différentes, afin d'avoir une échelle tempérée de morphologies différentes.

Chaque sujet dispose de deux heures de temps pour réaliser 26 mouvements, allant de quelques secondes à 1 minute. Les mouvements sont des flexions/extensions (*FE*) du coude, libres ou non.

20 mouvements sont dirigés. Les mouvements dirigés sont désignés par un haltère à porter (0,2,4 ou 6 kg) et une consigne de vitesse (*Très lent*, *Lent*, *Moyen*, *Rapide*, *Très Rapide*).

Il y a donc en complément 12 mouvements libres à réaliser par sujet. Sur les mouvements libres, l'objectif étant d'exploiter ces mouvements à des fins de validation, aucune consigne de vitesse n'est donnée, seul le poids de l'haltère est imposé. On a donc pour chaque poids 3 mouvements libres réalisés.

Sujet	Sexe	Taille (mm)	Poids (kg)	Rapport poids/taille m/T
1	M	1840	72	0,03913
2	M	1860	80	0,04301
3	F	1640	56	0,03415
4	M	1820	82	0,04505
5	F	1660	60	0,03614
6	M	1780	68	0,03820
7	M	1760	73	0,04148
8	M	1850	83	0,04486
9	F	1640	60	0,03658
10	M	1780	61	0,03427
11	M	1720	64	0,03721
12	M	1750	64	0,03657
13	F	1710	66	0,03860

TAB. 6.1 – *Paramètres anthropométriques des 13 sujets d'expérimentation.*

Afin de limiter les effets de la fatigue musculaire sur les résultats, les mouvements sont réalisés pour chaque sujet dans un ordre aléatoire, et des pauses de 5 minutes sont imposées tous les 5 mouvements, permettant au sujet de se reposer, se désaltérer et éventuellement manger un morceau. Certains des mouvements les plus fatigants nécessitent des pauses ponctuelles, généralement à la demande du sujet testé. Les sujets sont équipés de marqueurs pour capturer leurs mouvements.

6.4 Interpolation intra-sujet

Le principe ici est d'utiliser des résultats d'estimation d'efforts par optimisation d'un sujet (sur les 20 mouvements dirigés) pour interpoler, sur d'autres mouvements du même sujet (les 12 mouvements libres), ces efforts. On a donc uniquement une interpolation sur des paramètres dynamiques à réaliser, c'est à dire à trouver les configurations articulaires les plus proches dans la base de données associée au sujet et d'interpoler à partir de ces configurations les efforts pour la frame donnée. Les sujets visés dans cette partie ont été choisis pour leur caractéristiques anthropométriques. Ce sont les sujets 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7. Il s'agit des sujets qui permettront de construire la base de données extra-sujets par la suite.

6.4.1 Construction de la base de données

Pour chaque sujet, les 20 mouvements dirigés sont divisés en 4 sous espaces de 5 mouvements chacun (correspondant aux 5 consignes de vitesse énumérés précédemment), correspondant aux 4 poids utilisés lors des expérimentations. Pour chaque mouvement, on vient réaliser l'ensemble de la méthode d'estimation des efforts telle que décrite dans le chapitre précédent. Elle est résumée par l'équation suivante :

A chaque frame :

$$\min f = \sum_{j=1}^n \left(\frac{F_j}{F_j^{max}} \right)^2$$

Sous les contraintes suivantes :

$$\begin{aligned} h_{1,2}(F) &= \Gamma_m - M_c \cdot F = 0 \\ g_j(F_j) &= F_j - (F_{\max})_j \leq 0 \\ g_{j+5}(F_{j+5}) &= f_p \cdot f_0 - F_j \leq 0 \\ g_{11}(F_1, F_2) &= k_{total} \cdot (1 - \gamma) - \frac{F_1}{F_2} \leq 0 \\ g_{12}(F_1, F_2) &= \frac{F_1}{F_2} - k_{total} \cdot (1 + \gamma) \leq 0 \end{aligned} \tag{6.1}$$

Les sous-espaces des 5 mouvements considérés sont alors regroupés pour former le sous-espace articulaire associé au poids donné pour le sujet donné. En d'autres termes, les 5 mouvements (*Très lent*, *Lent*, *Moyen*, *Rapide*, *Très Rapide*) sont mis bout à bout, et les efforts musculaires associés sont eux aussi regroupés. Le tableau 6.2 résume pour les sujets concernés les sous-espaces articulaires associés.

Par exemple, le sous-espace articulaire 1FE_0 est représenté par la figure 6.2. Chaque sous-espace est alors triangulé (facettisé en l'occurrence car c'est un espace à 3 dimensions) en utilisant la fonction *Matlab® delaunay3()* (basée sur l'algorithme QuickHull, Barber et al. [1996]). En effet c'est cette triangulation qui va permettre de réaliser l'interpolation en isolant les simplex englobants la situation à interpoler.

Sujet	Sous-espaces (par poids en kg)			
	0 kg	2 kg	4 kg	6 kg
1	1FE_0	1FE_2	1FE_4	1FE_6
2	2FE_0	2FE_2	2FE_4	2FE_6
3	3FE_0	3FE_2	3FE_4	3FE_6
4	4FE_0	4FE_2	4FE_4	4FE_6
5	5FE_0	5FE_2	5FE_4	5FE_6
6	6FE_0	6FE_2	6FE_4	6FE_6
7	7FE_0	7FE_2	7FE_4	7FE_6

TAB. 6.2 – Définition des sous-espaces articulaires d'interpolation des efforts.

Une fois l'ensemble des sous-espaces articulaires assemblés et triangulés, la base de données pour chaque sujet d'expérimentation est prête à l'emploi.

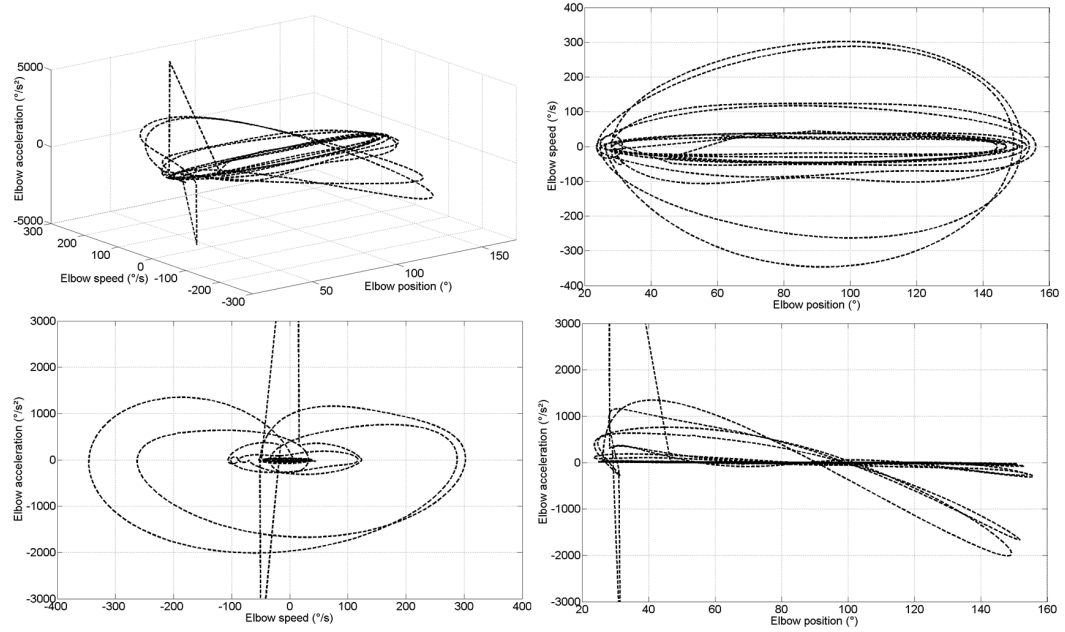


FIG. 6.2 – Représentation du sous-espace articulaire 1FE_0 correspondant aux configurations articulaires du sujet 1 pour un poids porté de 0 kg.

6.4.2 Interpolation des efforts

Pour interpoler les efforts à partir d'un mouvement quelconque de flexion/extension, nous utilisons donc la base de données réalisée pour chaque sujet telle que présentée dans le paragraphe précédent.

Sur chaque mouvement étudié, nous allons tout d'abord réaliser l'étape de cinématique inverse telle que présentée dans le chapitre 3. Une fois obtenues les coordonnées articulaires du mouvement, nous dérivons numériquement ces coordonnées deux fois pour obtenir respectivement les vitesses et les accélérations articulaires. Ensuite, à chaque frame, nous recherchons dans le sous-espace articulaire correspondant au poids porté par la personne le simplex englobant la situation articulaire (${}^i q_7, {}^i \dot{q}_7, {}^i \ddot{q}_7$). Les coordonnées barycentriques de cette situation articulaire dans le simplex sont alors utilisées pour réaliser une interpolation bilinéaire des efforts associés à la frame, comme le présente la figure 6.3.

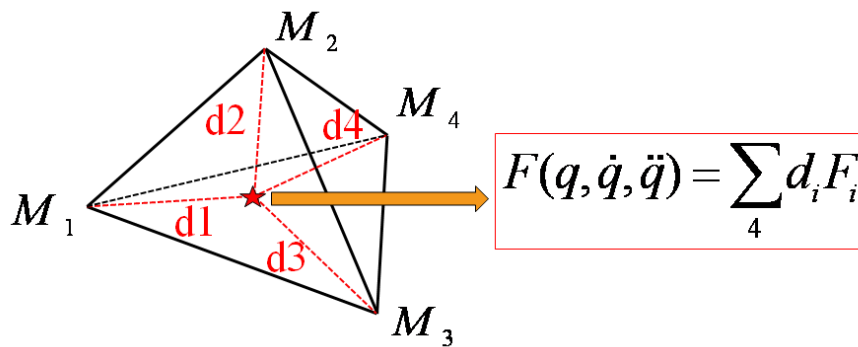


FIG. 6.3 – Principe de l'interpolation bilinéaire à partir des coordonnées barycentriques.

En d'autres termes, une fois identifié le simplex englobant, nous utilisons l'équation suivante pour réaliser l'interpolation :

$$F_{interp} = \sum d_i \cdot F_i \quad (6.2)$$

$$\sum d_i = 1$$

L'annexe 2 résume l'obtention des coordonnées barycentriques dans un simplex.

6.4.3 Résultats et discussion

La méthode d'interpolation décrite ci-dessus a donc été testée sur les différents mouvements libres réalisés par les sujets. Nous présentons ici quelques résultats préliminaires, car de nombreux points restent à améliorer, comme nous l'expliquons par la suite.

Mouvement libre sans charge

Comme on peut le voir sur la figure 6.5, l'interpolation intra-sujet pour cet essai donne des résultats mitigés. On remarque que certaines parties du mouvement, tout d'abord, ne sont pas reconstruites. En effet, la base de données n'est pas suffisamment dense et complète pour trouver toutes les situations articulaires rencontrées dans ce mouvement libre. Dans ce cas, l'algorithme

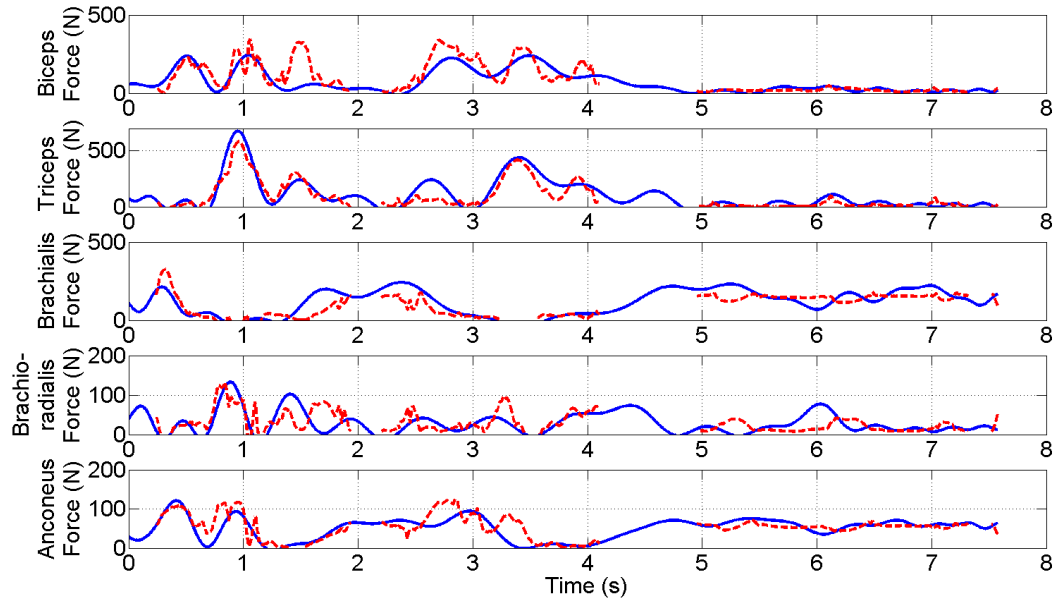


FIG. 6.4 – Résultats de l'interpolation pour un mouvement libre du sujet 6 sans charge . En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.

d'interpolation ne donne aucun résultat, d'où la discontinuité des courbes d'efforts présentées ici. Sur de nombreuses parties, l'interpolation donne de très bons résultats, proches de ceux obtenus par optimisation, tandis que sur certaines autres parties, l'algorithme va trouver des efforts qui ne sont pas en accord avec l'optimisation. Ceci est encore une fois du à la densité du sous-espace articulaire d'interpolation. En effet, dans des zones denses, le simplex englobant la situation articulaire va donner des résultats proches car les situations articulaires d'interpolation sont très proches de la situation articulaire souhaitée. Dans des zones moins denses (par exemple ici dans l'intervalle de temps de 1 à 2 secondes), les résultats vont être plus éloignés. En définitive, on remarque que sur les mouvements sans charge, les variations importantes issues de l'optimisation avec la variable de co-contraction vont être difficiles à prévoir d'une situation à une autre.

Mouvement libre avec une charge de 6 kg

Dans les cas de mouvements fortement chargés (ici 6 kg sur la figure 6.5), les résultats sont meilleurs que pour les mouvements non chargés. Comme on peut le voir sur la figure, la base de données n'est pas assez complète pour interpoler toutes les situations articulaires. Par contre, les variations des efforts sont bien reconstruites, et dans l'ensemble la reconstruction semble satisfaisante. De manière générale, les mouvements avec charge ont tendance à être mieux reconstruits. L'inertie étant plus importante, les efforts sont plus importants et moins sujets à des variations brutes difficilement prédictibles. Cependant, en termes d'erreur, la différence avec les mouvements sans charge n'est pas significative, comme nous allons le voir dans la généralisation des résultats.

Généralisation et discussion

Si l'on considère l'ensemble des résultats traités, il s'avère difficile de généraliser l'interpolation. En effet, les mouvements libres vont largement varier d'un individu à l'autre, et les bases de données ne sont pas assez denses dans les zones de configurations articulaires proposées dans les mouvements libres. Si l'on regarde l'erreur moyenne réalisée sur l'interpolation des efforts sujet par sujet, on constate une grande variabilité des résultats, comme le montre la figure 6.6.

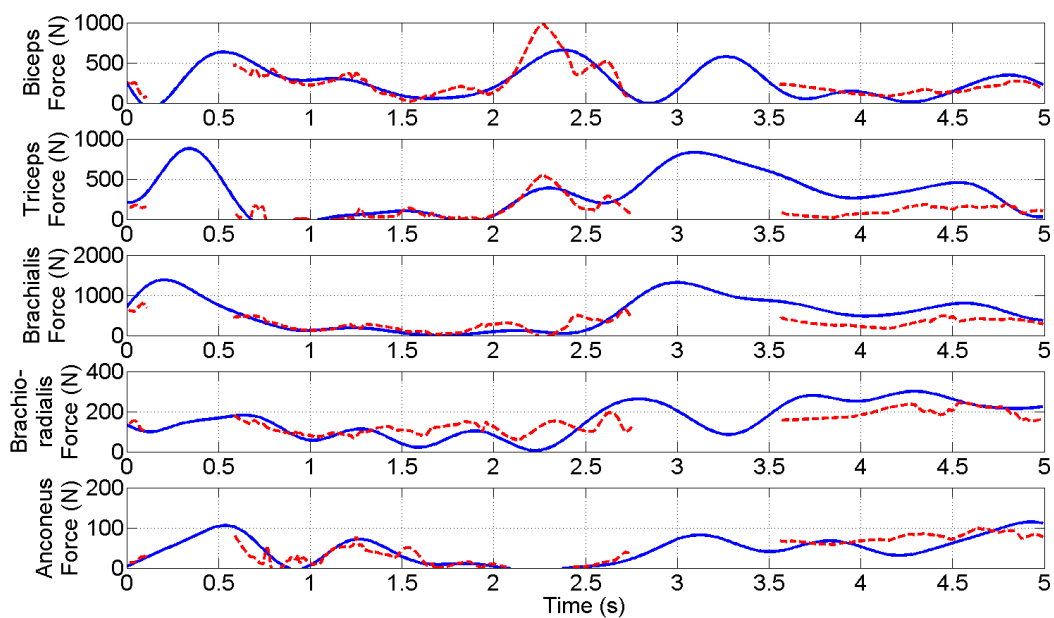


FIG. 6.5 – Résultats de l'interpolation pour un mouvement libre du sujet 6 avec une charge de 6 kg . En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.

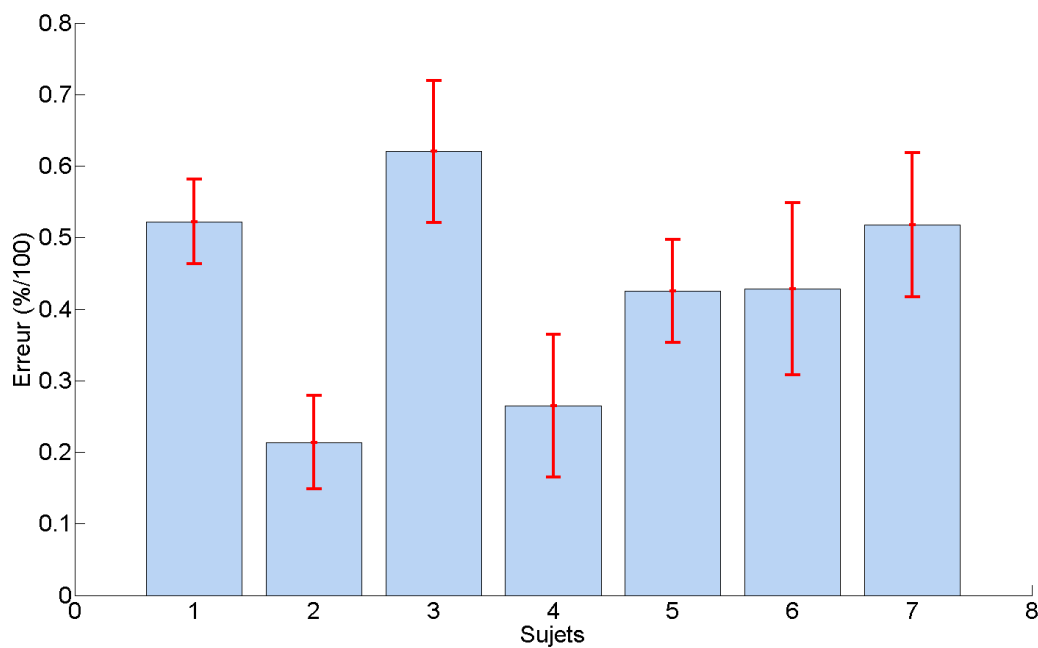


FIG. 6.6 – Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés sur l'ensemble des mouvements sujet par sujet.

Cette figure représente la moyenne des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés sur l'ensemble des mouvements sujet par sujet, calculée comme suit :

$$moyenne = \frac{1}{W} \cdot \sum_{k=1}^W \frac{1}{V} \cdot \sum_{j=1}^V \frac{1}{5} \cdot \sum_{i=1}^5 \sqrt{\left(\frac{F_i(j) - \text{interp} F_i(j)}{F_i(j)} \right)^2}$$

(6.3)

Où W est le nombre total de mouvements (ici 12), V le nombre de frames dans le mouvement, $F_i(j)$ l'effort calculé par optimisation pour le muscle i à la frame j , et $\text{interp} F_i(j)$ l'effort interpolé pour le muscle i à la frame j , lorsqu'il existe. On constate donc que d'un sujet à l'autre, les résultats vont être extrêmement variables. Il existe plusieurs raisons à cela : tout d'abord, les sujets avaient une liberté de vitesse et d'accélération dans l'exécution des mouvements libres qui implique une variabilité importante dans la densité de la base de données dans ces zones. Plus la base de données va avoir une grande densité dans les gammes de vitesse considérées, plus les résultats optimisés et interpolés vont être proches. C'est le cas des sujets 2 et 4 en comparaison avec les sujets 3 et 7 par exemple. Ensuite, les mouvements libres sont souvent hors gamme de vitesse, ce qui implique que l'interpolation ne donne pas de résultats sur un certain nombre de points, générant une erreur instantanée de 100% pour la frame considérée. On peut également constater la grande disparité de l'écart type, qui implique que d'un mouvement à un autre, pour un même sujet, on peut avoir des reconstructions de qualité sensiblement différente. Encore une fois, ceci s'explique par la densité de la base de données, insuffisante pour correctement interpoler l'ensemble des configurations articulaires. Pour obtenir une meilleure homogénéité de la base (et donc des résultats), il aurait fallu définir des vitesses précises permettant de mieux parcourir l'espace articulaire, comme ça a pu être fait pour la contrainte de co-contraction, et augmenter le nombre d'essais par personnes. Là où la base apparaît vraiment limitée, c'est dans les champs d'accélération. Si l'on se réfère à la figure 6.2, on remarque (en haut à droite) que les positions et les vitesses sont relativement denses, tandis que les accélérations (figures du bas) présentent de grandes parties vides. Pour pleinement compléter cette base, il faudrait par exemple ajouter des mouvements rapides sur de petites gammes de position, afin d'obtenir des accélérations et des décélérations sur l'ensemble des situations articulaires. Cependant, malgré ces erreurs importantes, le résultat est très encourageant. On a une vraie possibilité de correctement interpoler les estimations d'efforts si la base de données est suffisamment fournie.

Si l'on regarde l'erreur instantanée réalisée sur les efforts interpolés tous sujets confondus, charge par charge (figure 6.7), on constate que l'influence de la charge portée n'est pas significative sur la qualité de l'interpolation. Quelle que soit la charge portée (0,2 4 ou 6 kg) l'erreur reste sensiblement fixe autour de 40%. Ce qui implique que même si l'interpolation paraît visuellement plus réussie pour les charges importantes, elle reste relativement éloignée des résultats issus de l'optimisation.

Pour ce qui est du temps de calcul, les résultats obtenus avec l'interpolation sont extrêmement satisfaisants comparés à ceux obtenus avec optimisation. La figure 6.8 présente, sujet par sujet, la fréquence d'exécution moyenne de la boucle complète présentée figure 6.1. En moyenne, on multiplie par 9 la vitesse d'exécution du calcul des efforts. Ces résultats ont été obtenus sur un ordinateur portable équipé d'un processeur "Pentium 4 dual Core". On voit ici que la contrainte temps réel (généralement évaluée autour d'une centaine de Hertz) est largement atteinte. Nous supposons donc, sous réserve que les bases de données soient améliorées pour améliorer les résultats, que l'algorithme sera exploitable dans un contexte de réalité virtuelle.

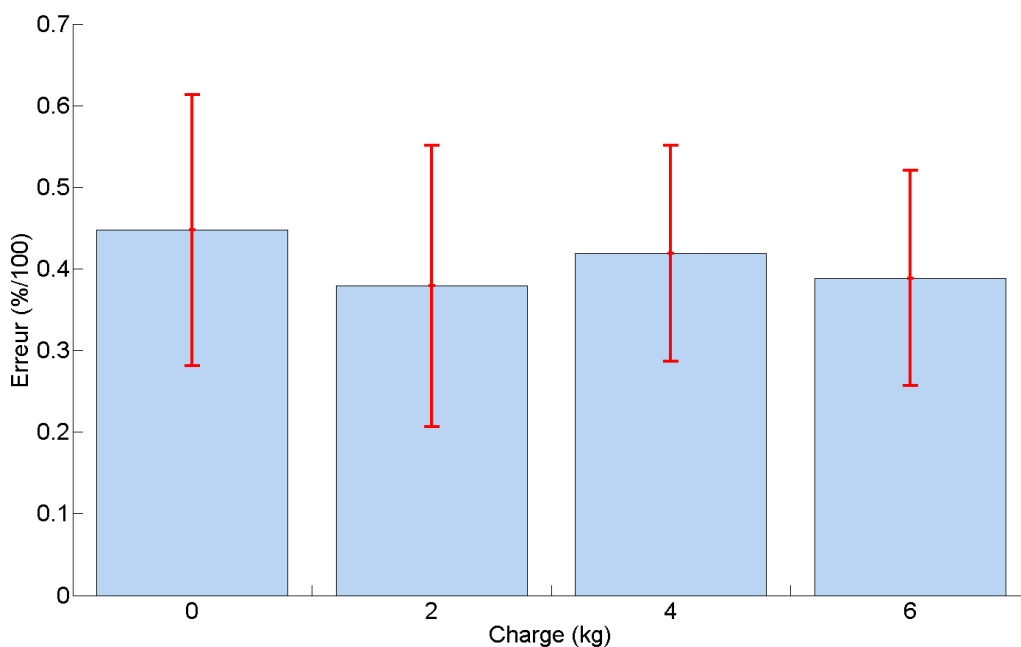


FIG. 6.7 – Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés tous sujets confondus, charge par charge.

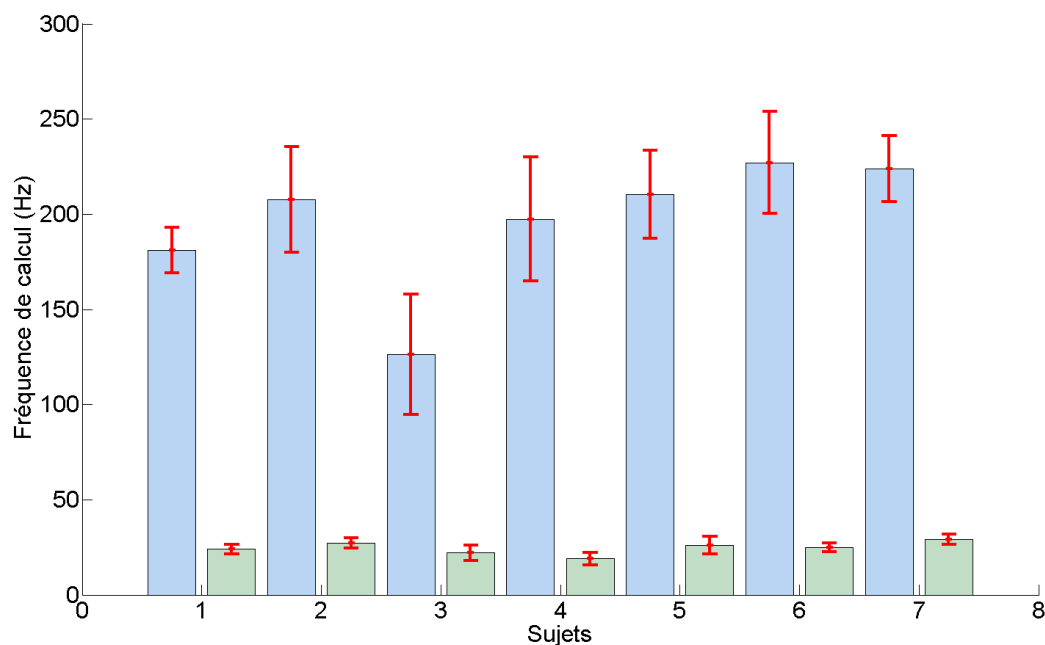


FIG. 6.8 – Fréquences de calcul moyennes sujet par sujet. En bleu ciel : fréquences obtenues avec l'interpolation. En vert : fréquences obtenues avec l'optimisation.

6.5 Interpolation inter-sujets

Dans cette partie, nous allons détailler la méthode d'interpolation inter-sujets. L'objectif est de mettre en évidence comment, à partir de données issues de sujets tiers, on peut réussir à retrouver les efforts musculaires d'un sujet par interpolation. L'intérêt de cette méthode réside dans sa rapidité d'exécution, comme nous pourrions le voir dans les résultats. En effet, ce type de méthode répond

parfaitement à la contrainte temps réel, qui est notre objectif (en accord avec la partie introductive de cette thèse). La méthode va être évaluée sur les sujets 8 à 13.

6.5.1 Méthode

Comme on l'a expliqué dans la partie introductive de ce chapitre, les paramètres peuvent être séparés en deux familles : les paramètres statiques (charge portée, taille, poids) et les paramètres dynamiques (position, vitesse, accélération articulaires). Pour interpoler les efforts, nous allons donc venir interpoler tout d'abord dynamiquement les efforts sur deux sujets aux morphologies proches du sujet d'étude, puis réaliser une interpolation barycentrique entre ces morphologies pour adapter les résultats au sujet considéré. Le principe de l'algorithme est schématisé figure 6.9.

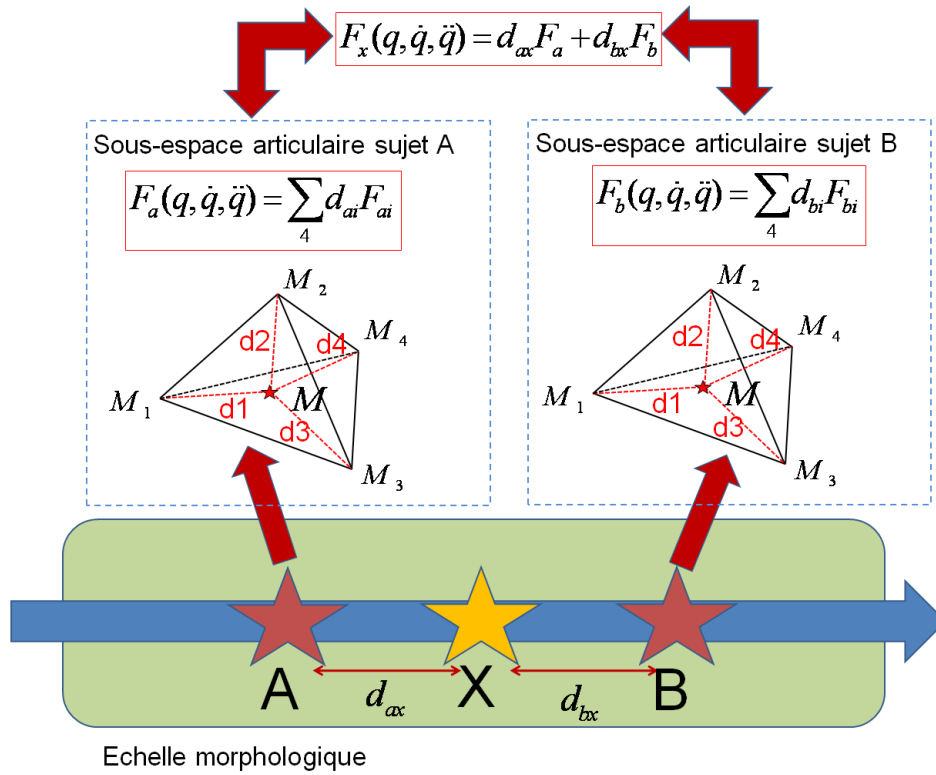


FIG. 6.9 – Principe de l'interpolation inter-sujets. A chaque frame, on cherche dans les sous-espaces articulaires des deux sujets (A,B) encadrant le sujet X les simplex englobant la situation articulaire du sujet X. Une première interpolation barycentrique des efforts est alors réalisée, puis on vient mixer ces deux résultats à l'aide des coordonnées barycentriques du sujet X sur l'échelle morphologique.

Les bases de données (sous-espaces articulaires) sont donc réparties comme dans le tableau 6.2. En fonction du poids porté et de la morphologie du sujet, on va donc venir chercher deux sous-espaces articulaires correspondants et mixer les résultats de ces deux sous-espaces pour tenir compte de la morphologie de chaque sujet.

6.5.2 Résultats et discussion

Nous allons donc présenter, dans un premier temps, quelques résultats d'interpolation inter-sujets sur des mouvements caractéristiques. Ensuite nous généraliserons les résultats sur l'ensemble des sujets et tenterons de tirer des conclusions quant à l'interpolation inter-sujets. A titre de validation, on a vu sur les résultats de l'interpolation intra-sujets que les mouvements libres comprenaient trop de situations articulaires inconnues ou mal maîtrisées dans les bases de données. C'est pourquoi nous réalisons ici les interpolations sur les mouvements dirigés réalisés par les sujet 8 à 13, au lieu d'utiliser les mouvements libres. Tout d'abord, voyons quelques exemples de résultats obtenus ici pour le sujet n°11.

Mouvement dirigé lent sans charge

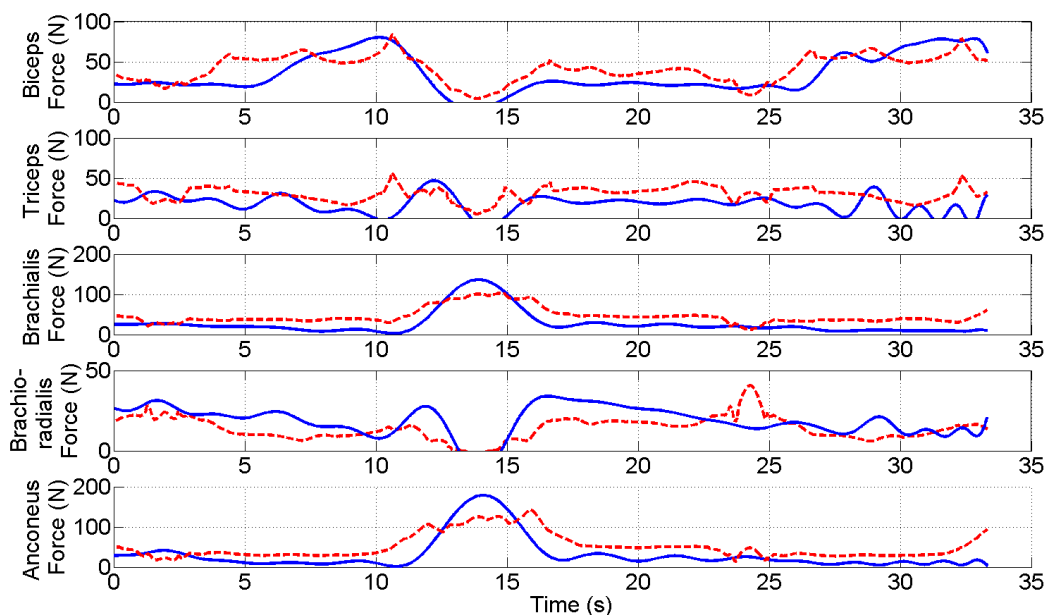


FIG. 6.10 – Résultats de l'interpolation pour un mouvement dirigé lent du sujet 11 sans charge. En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.

Tout d'abord, comme on peut le constater sur la figure 6.10, les mouvements dirigés permettent de beaucoup mieux exploiter les sous-espaces articulaires que les mouvements libres. En effet, le mouvement reste dans des gammes de configurations articulaires qui sont proches de celles obtenues pour les autres sujets. C'est pourquoi la courbe d'interpolation (en rouge) est presque continue : on trouve un simplex englobant dans presque toutes les situations proposées par ce mouvement. De surcroît, on constate que l'interpolation trouve ici des résultats très proches de ceux obtenus par optimisation. La courbe présente des discontinuités logiques, puisque les sous-espaces articulaires proposés ne garantissent pas une continuité des efforts. Si l'on retrouve les variations d'efforts engendrées par le mouvement, on remarque que l'erreur globale reste largement visible. Les deux courbes sont décalées. Les résultats pour l'ensemble des sujets sont sensiblement équivalents pour les faibles charges ou les charges nulles (0 kg ou 2 kg).

Mouvement dirigé rapide avec une charge de 6kg.

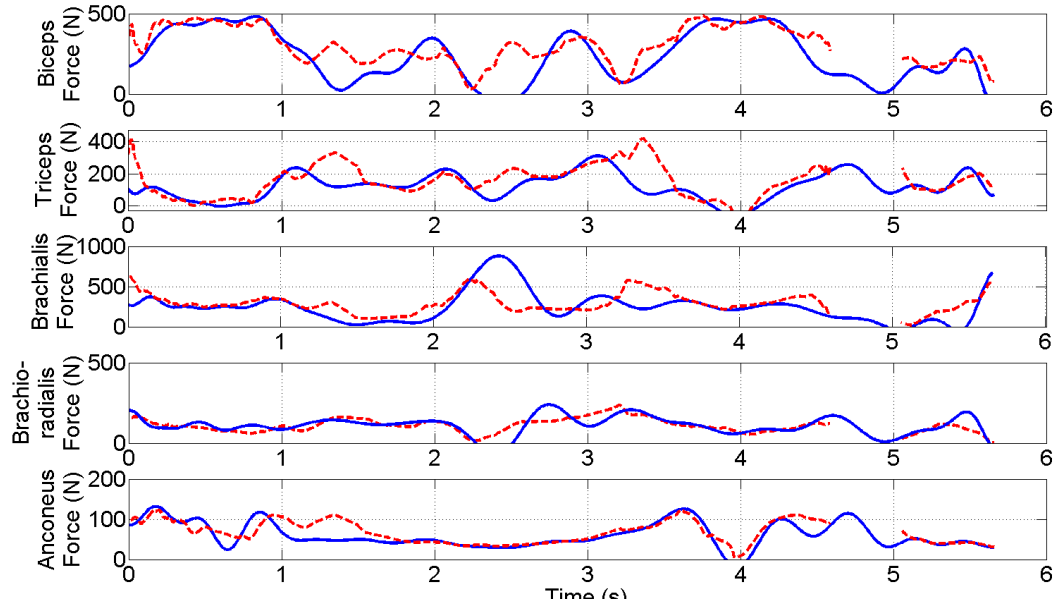


FIG. 6.11 – Résultats de l'interpolation pour un mouvement dirigé rapide du sujet 11 avec une charge de 6 kg. En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.

La figure 6.11 compare les résultats obtenus par optimisation avec les résultats obtenus par interpolation pour un mouvement rapide effectué avec une charge de 6kg. Cette fois les efforts et leurs variations sont plus importantes que dans le cas sans charge. Si l'on constate que les efforts obtenus par interpolation sont très proches de ceux obtenus par optimisation sur les phases relativement statiques (où les efforts restent à des valeurs stables), les variations sont moins bien reproduites que dans le cas des faibles charges. Ce qui implique encore une fois que la base de données n'est pas assez dense, notamment du point de vue des accélérations articulaires.

Généralisation et discussion

Si l'on regarde les erreurs globales obtenues sur l'ensemble des mouvements dirigés pour chaque sujet, on constate une homogénéité des résultats. La figure 6.12 illustre cette erreur sujet par sujet, telle que calculée avec l'équation 6.4.3. L'erreur moyenne reste comprise entre 25% et 35% pour l'ensemble des sujets. Cependant, l'écart type peut s'avérer important, et varie fortement d'un individu à l'autre. Ceci est notamment dû au fait que les mouvements dirigés ne suivaient pas une consigne précise de vitesse. De ce fait on se retrouve dans la même situation qu'avec les mouvements libres, la base de données se révèle insuffisamment dense dans les zones considérées, notamment pour les mouvements rapides. Les différences morphologiques entre les sujets utilisés pour l'interpolation et le sujet cible sont également à prendre en compte. On peut supposer que l'échelle morphologique telle que proposée dans l'algorithme d'interpolation n'est pas suffisante pour trouver les bons candidats dans la base de données. Il semble clair que les capacités musculaires à rapport taille/poids équivalent vont fortement varier entre une personne de petite taille avec un faible poids et une personne de grande taille avec un poids plus important. Il pourrait être intéressant d'utiliser une échelle séparée de taille et de poids et de réaliser l'interpolation sur 4 sujets, car la validation de l'échelle morphologique n'est pas effective. Dans le cadre de notre étude, cette possibilité était réduite car le nombre de sujets présents dans la base de données (7) est trop limité. On peut également supposer que cette échelle morphologique n'est pas suffisamment dense pour pouvoir représenter l'ensemble des morphologies. Une erreur de 25% reste encore trop importante pour répondre à l'objectif fixé. Par ailleurs, le fait de mixer les résultats à l'aide de l'échelle morphologique ne garantit pas l'équilibre mécanique de l'articulation considérée. C'est

une piste d'évolution de la méthode d'estimation des efforts par interpolation. On peut supposer qu'une vérification a priori des résultats d'équilibre mécanique permettrait d'améliorer le réalisme des résultats obtenus.

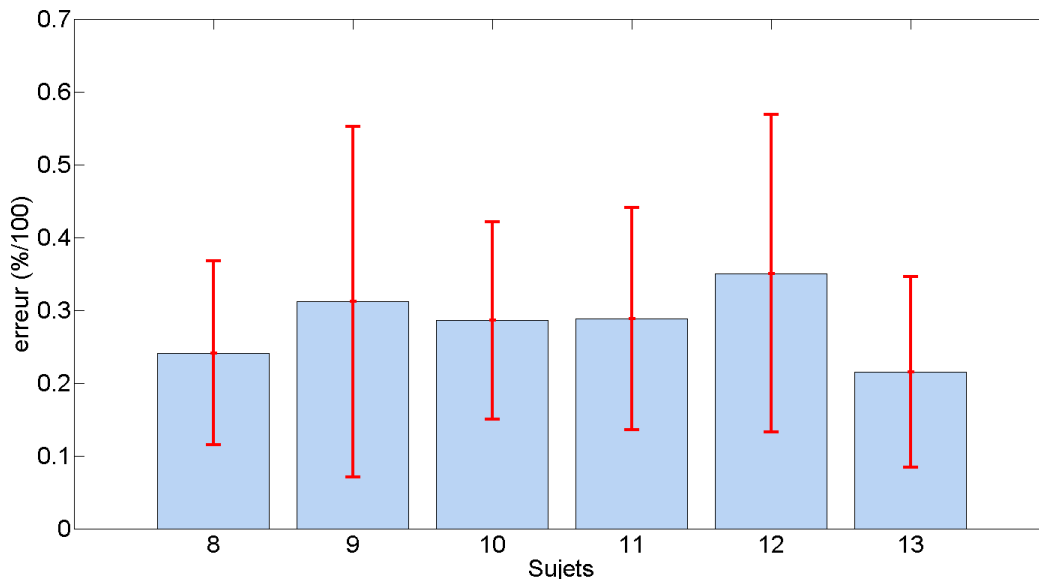


FIG. 6.12 – Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés sur l'ensemble des mouvements sujet par sujet.

Si l'on cherche à évaluer l'influence de la charge, on ne peut pas dégager de tendance franche. La figure 6.13 illustre l'erreur réalisée pour les différentes charges, tous sujets confondus. Même si l'erreur avec une charge de 6kg est sensiblement moins importante que les autres, on ne peut pas conclure que l'augmentation de la charge portée diminue l'erreur réalisée avec l'interpolation. Pouvoir dégager une statistique pertinente de ce point de vue nécessiterait l'analyse de nombreux mouvements supplémentaires.

Enfin, si l'on considère cette-fois ci la vitesse d'exécution de l'algorithme d'interpolation (figure 6.14), on constate que les fréquences d'exécution de l'algorithme sont encore une fois nettement supérieures aux fréquences obtenues avec l'algorithme d'optimisation. Fort logiquement, les performances sont moins bonnes qu'avec l'interpolation intra-sujets. En effet, pour chaque frame, l'algorithme doit effectuer deux recherches de simplex contre une dans le cas intra-sujets. Cependant, les fréquences d'exécution de l'algorithme d'interpolation extra-sujets restent dans les gammes de fréquences nécessaires à son utilisation en temps réel.

6.6 Conclusion

Les résultats globaux de l'interpolation d'efforts sont mitigés. En effet, si les résultats s'avèrent très encourageants, l'erreur réalisée sur l'interpolation, que l'on soit en intra-sujet ou en extra-sujet reste trop importante. Plusieurs améliorations peuvent cependant être envisagées :

- Pour l'interpolation intra-sujets, il serait intéressant de mieux remplir les bases de données, en utilisant (comme ça a pu être fait pour la contrainte de co-contraction) un guide visuel

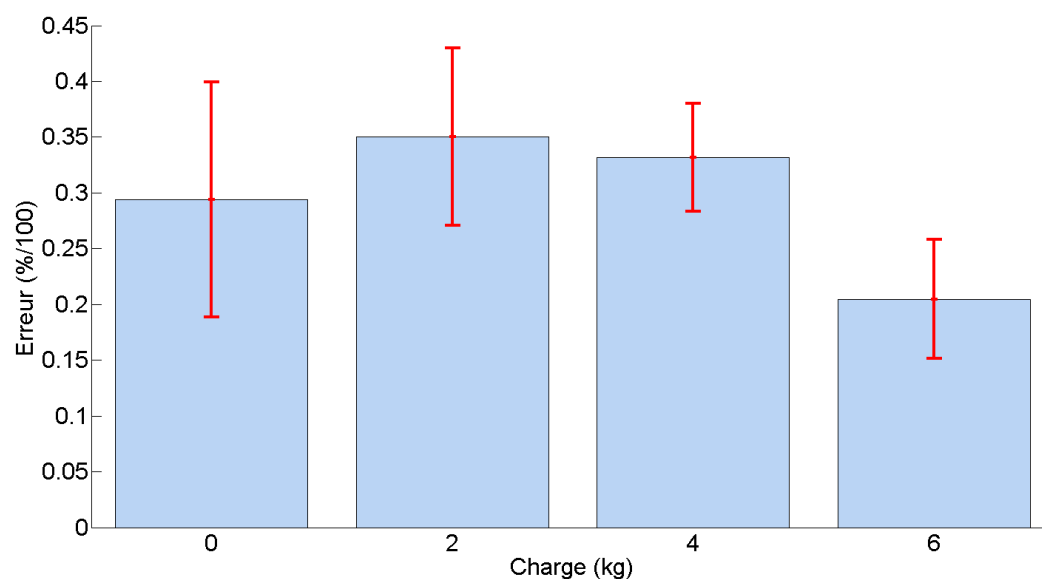


FIG. 6.13 – Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés tous sujets confondus, charge par charge.

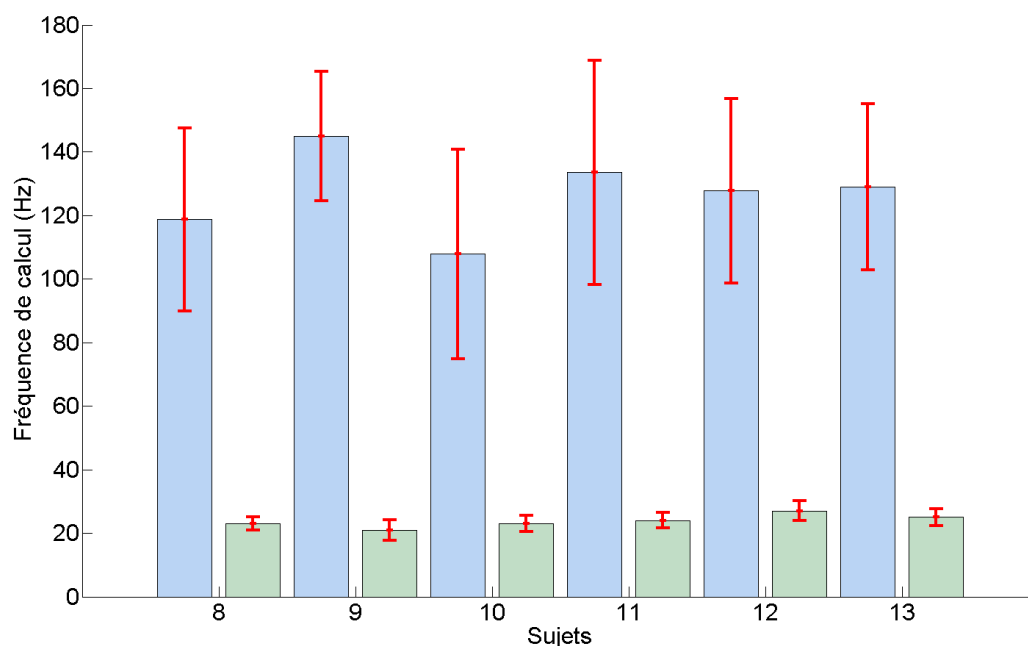


FIG. 6.14 – Fréquences de calcul moyennes sujet par sujet. En bleu ciel : fréquences obtenues avec l'interpolation. En vert : fréquences obtenues avec l'optimisation.

comme consigne pour générer les mouvements. Une autre possibilité d'amélioration réside dans l'utilisation d'interpolations plus complexes, de type cubique par exemple. En effet, l'interpolation bilinéaire se justifie si l'on se situe dans un simplexe de petite taille. La linéarisation des efforts est envisageable pour des configurations articulaires très proches. Dans les cas où le simplexe est de plus grande taille, la linéarisation des efforts est discutable. On pourrait donc envisager, en fonction de la taille du simplexe, d'avoir deux types d'interpolations disponibles.

- Pour l'interpolation inter-sujets, en plus des problèmes précédemment énoncés, on peut envisager des choix de morphologies "voisines" plus pertinents. On pourrait par exemple choisir

les deux sujets interpolants à partir d'une comparaison séparée de la taille et du poids avec le sujet cible. Ou encore combiner les 4 sujets les plus proches en taille et en poids. Pour ce faire, il faudrait largement étoffer la base de données afin de mieux parcourir l'espace des morphologies disponibles. Par ailleurs, on pourrait envisager une correction des efforts a posteriori afin de respecter l'équilibre mécanique de l'articulation, qui n'est pas garanti avec la méthode actuelle.

Actuellement, les sous-espaces articulaires tels qu'ils sont définis dans la table 6.2 contiennent 6000 à 8000 points. Un rapide calcul donne pour résultat que si l'on veut correctement balayer l'espace articulaire, il faut environ 240 000 points ($200 \cdot 60 \cdot 40$), ce qui représente environ 30 minutes de capture par sous-espace. On peut considérer que cet objectif, dans l'optique d'améliorer sensiblement les résultats, est tout à fait envisageable dans le cadre d'une expérimentation. L'idéal serait de réaliser un guide visuel de chaque mouvement précis demandé pour pouvoir permettre au sujet de réaliser les mouvements en autonomie. C'est une amélioration raisonnablement envisageable qui peut apporter des résultats très probants.

Malgré ces points d'amélioration qui n'ont pas pu être explorés au cours de la thèse, l'interpolation des efforts musculaires semble être une piste sérieuse pour l'estimation des efforts en temps réel. Si les améliorations envisagées permettent d'améliorer les résultats à hauteur de nos espérances, les fréquences de calcul constatées sont en accord complet avec les objectifs d'une application temps réel.

Chapitre 7

Définition et utilisation d'un critère ergonomique d'efforts

7.1 Introduction

L'objectif de ce chapitre est de définir et de mettre en évidence l'utilité d'un critère d'évaluation ergonomique du mouvement de flexion/extension du coude. En effet, si l'on se réfère aux objectifs visés par cette thèse (chapitre 1), nous cherchons à trouver un moyen d'apporter des informations dynamiques en complément des informations posturales proposées par des outils tels que la grille RULA (McAtamney and Corlett [1993]). En nous basant sur la méthode d'estimation des efforts musculaires développée tout au long de cette thèse, nous allons donc chercher à évaluer la pénibilité du mouvement en analysant par le biais d'un critère la sollicitation engendrée par ce mouvement. Tout d'abord, nous allons présenter le questionnaire OREGÉ (Aptel et al. [2000a]) qui sert de base à la définition du critère. Ensuite nous allons définir et construire le critère. Enfin nous verrons son évaluation en montrant comment les informations apportées par ce critère peuvent venir systématiser l'utilisation d'une grille d'évaluation telle que OREGÉ.

7.2 OREGÉ

Dans cette section, nous allons présenter le questionnaire OREGÉ (Outil de Repérage et d'Évaluation des GEstes), développé par l'Institut National de Recherche et de Sécurité (INRS). Ce questionnaire nous sert de référence pour venir définir le critère basé efforts. Les informations qui suivent sont issues de l'article Aptel et al. [2000b].

OREGÉ est un outil analytique et complet qui s'insère dans la démarche ergonomique de prévention des TMS. Il est analytique car les trois facteurs de risque biomécaniques sont évalués séparément. Il est complet parce que tout le membre supérieur est pris en compte. OREGÉ s'adapte, a priori, à tous les types de postes de travail. Le préventeur employant OREGÉ est dénommé utilisateur. L'utilisateur de cet outil doit être compétent en ergonomie et disposer du temps nécessaire pour le mettre en oeuvre. Grâce à OREGÉ, l'utilisateur posera un diagnostic de risque fondé sur l'évaluation des 3 facteurs de risque biomécaniques. Il devra intégrer ce diagnostic de risque dans l'ensemble des informations qu'il aura recueilli au cours de sa démarche ergonomique. OREGÉ permet d'évaluer les facteurs de risque biomécaniques suivants :

- Efforts
- Positions articulaires extrêmes
- Répétitivité

7.2.1 Contenu

OREGE se présente sous forme de « documents papiers ». Ils sont les seuls « outils » indispensables pour évaluer les 3 facteurs de risque biomécaniques. Ils se composent de 3 parties. La première partie permet de recueillir des informations générales concernant l'entreprise, l'activité de l'opérateur observé et de décrire les actions de travail. La seconde partie permet d'évaluer les facteurs biomécaniques. La dernière partie contient la synthèse des différentes évaluations, figurée en termes de diagnostic de risque. OREGE s'applique sur des actions de travail qui sont définies comme des éléments de l'activité de travail de l'opérateur. OREGE ne peut donc pas être utilisé sans une analyse préalable de l'activité qui garantit la compréhension et le repérage des actions à retenir. Il prend en compte aussi bien le membre supérieur droit que gauche. Le cycle de travail se découpe en actions. Selon le projet de norme européen prEN 1005-1, une action est une activation d'un ou de plusieurs muscles pendant l'exécution d'une tâche, par opposition au repos ; par exemple, prendre un objet, visser quelque chose...

Pour des temps de cycle relativement longs, il peut apparaître une périodicité qui sera appelée sous-cycle.

C'est alors dans ces sous-cycles que les actions seront repérées. L'analyse de l'activité permettra aussi de repérer les aléas de production. OREGE doit être systématiquement utilisé sur plusieurs cycles de travail non consécutifs afin de prendre en compte ces aléas. Enfin, il est nécessaire de demander à l'opérateur son avis sur les actions et les cycles de travail à évaluer. L'ordre de passation des 3 facteurs de risque doit être respecté : 1°) effort, 2°) positions articulaires, 3°) répétitivité, car l'expérience a montré qu'il fallait séparer l'évaluation de la répétitivité de celle des efforts. La durée d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques à un poste de travail avec OREGE est de 1 à 2 heures.

7.2.2 Évaluation des efforts

L'effort est défini comme la contraction d'un muscle ou d'un groupe de muscles. Lors de l'utilisation d'OREGE, l'effort est évalué globalement pour chacune des actions repérées. L'évaluation de l'effort passe par trois étapes :

- 1 rechercher la présence d'indices d'effort qui aideront à réaliser l'évaluation et réaliser l'évaluation ;
- 2 proposer une échelle d'auto-évaluation de l'effort à l'opérateur, sans lui montrer celle de l'utilisateur pour ne pas influencer sa réponse ;
- 3 confronter les 2 évaluations et décider à l'issue de la réponse à adopter.

Nous allons détailler la façon dont sont évalués les efforts, tandis que nous survolerons les deux autres facteurs. En effet, c'est sur l'évaluation des efforts que la définition du critère va intervenir.

Échelle d'évaluation complétée par l'ergonome

L'effort est estimé par l'utilisateur au moyen de l'échelle d'évaluation proposée par Latko et al. [1997]. Des niveaux d'efforts croissants composent cette échelle dont les extrêmes sont qualifiés par des phrases. L'échelle présentée à la figure 7.1 est donc la traduction en français de celle de Latko. L'évaluateur dispose d'indices afin de calibrer sa réponse. Par exemple, la présence d'outils vibrants va engendrer une sollicitation plus importante.

Auto-Évaluation complétée par l'opérateur

L'opérateur répond simplement à la question suivante : « Pour cette action, comment évaluez-vous votre effort ? » et répond en remplissant l'échelle d'auto-évaluation telle que présentée figure 7.2.

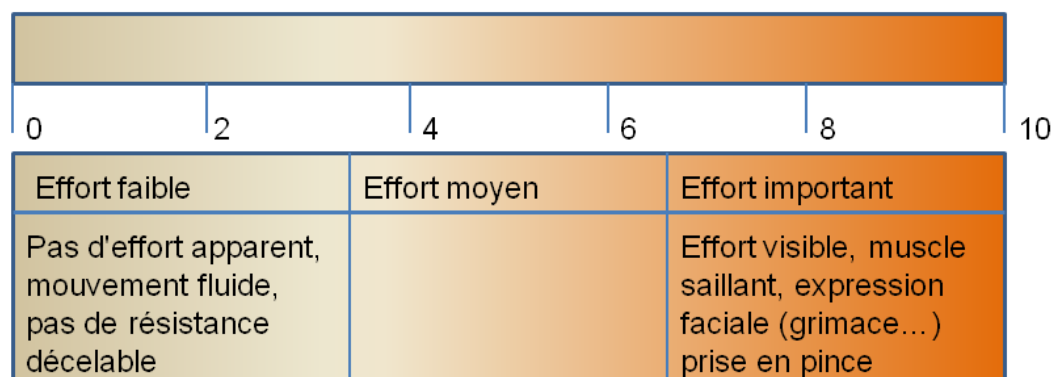


FIG. 7.1 – Échelle d'évaluation des efforts, d'après Latko et al. [1997].



FIG. 7.2 – Échelle d'auto-évaluation de l'effort.

Confrontation avec l'opérateur

L'évaluation de l'effort est le fruit d'une synthèse entre la valeur définie par l'opérateur et celle retenue par l'utilisateur. La synthèse se fait sur la base d'un échange de point de vue. L'utilisateur, suite à la discussion, définit lui-même cette évaluation qu'il complètera par d'éventuelles remarques.

7.2.3 Évaluation des positions articulaires

Pour les positions articulaires, l'utilisateur observe durant le geste les positions articulaires de l'ensemble des segments du membre supérieur. Les zones de confort et d'inconfort de chaque articulation du membre supérieur sont notées par des scores basés sur la grille RULA (McAtamney and Corlett [1993]) allant de 1 à 3, 1 étant un score acceptable, 2 une zone peu recommandable et 3 une zone à éviter. Par exemple, le coude a un score associé à sa situation articulaire tel que présenté figure 7.3.

Globalement, l'utilisateur d'OREGE doit nuancer ses jugements car l'observation et l'évaluation des positions articulaires se révèle en pratique difficile. Pour de telles méthodes posturales, l'apport d'outils tels que la capture de mouvement est indéniable, facilitant largement le jugement sur les positions articulaires.

7.2.4 Évaluation de la répétitivité

L'évaluation de la répétitivité suit la même logique que celle de l'effort, à la différence près qu'elle porte sur une durée et non plus sur une action. En effet, contrairement aux deux premiers facteurs biomécaniques, la répétitivité est évaluée sur une minute pour les cycles de travail inférieurs à une minute ou sur toute la durée du cycle pour ceux supérieurs à la minute. L'évaluation de ce facteur de risque consiste donc à prendre en compte la répétitivité de la gestuelle dans sa globalité et non celle des mouvements de chaque articulation du membre supérieur. Une échelle allant de 0 à 10, basée également sur les travaux de Latko et al. [1997] permet à l'utilisateur d'évaluer le geste, tandis que l'opérateur remplit de son côté une échelle d'auto-évaluation pour le geste en question.




• Score RULA pour la flexion/extension du coude			
Posture			
	60° - 100°	0° - 60°	100° +
S	1	2	2

FIG. 7.3 – Score du coude selon la grille d'évaluation posturale RULA.

A l'issue de ces deux évaluations, une confrontation est réalisée et permet à l'utilisateur d'affiner son évaluation.

7.2.5 Synthèse

L'utilisateur va poser un diagnostic de risque à partir de l'ensemble des éléments recueillis lors de l'évaluation des trois facteurs biomécaniques. Ce diagnostic s'établit en 3 temps. Tout d'abord, il doit rassembler les données recueillies dans un tableau pour les différentes actions et cycles évalués. C'est le profil des facteurs de risque biomécaniques. Puis, il doit synthétiser les évaluations des facteurs de risque pour chaque action et poser un diagnostic de risque. Cette synthèse et ce diagnostic se fondent sur la compétence de l'utilisateur et la qualité de son analyse. Chaque action sera classée selon 3 niveaux de risque, conformément aux recommandations des normes européennes. Enfin, l'utilisateur décrira en termes de contenu de la tâche ce qui pose problème afin d'élaborer des pistes de solutions. L'utilisateur rassemblera d'abord les données recueillies dans le tableau de profil des facteurs de risque. Pour le cou et l'épaule, il reportera les valeurs les plus élevées observées. Puis, pour établir le diagnostic de risque, l'utilisateur :

- synthétisera le profil de risque pour chaque action à partir des évaluations issues des différents cycles ;
- retiendra une valeur représentative de la position articulaire selon des modalités décrites ci-dessous ;
- décidera du niveau de risque selon les trois classes proposées par les normes européennes.

En ce qui concerne la position articulaire, il s'agit de retenir la valeur considérée comme représentative en respectant les règles suivantes :

- si une note de « 3 » est attribuée à l'épaule, alors la note retenue sera évidemment 3 ;
- les chiffres les plus élevés doivent orienter le choix de la note retenue ;
- les positions articulaires maintenues doivent influencer le choix de la valeur retenue ;
- la synthèse n'est pas une moyenne arithmétique des données recueillies.

7.2.6 Et notre critère dans tout ça ?

Là où notre méthode d'estimation des efforts peut apporter beaucoup à une telle évaluation, c'est dans l'évaluation des efforts pour un geste. En effet, Nous pouvons proposer un critère permettant de quantifier systématiquement les efforts fournis par l'utilisateur sur un geste donné, et ainsi faciliter grandement la tâche de l'utilisateur (de l'ergonome) pour évaluer la pénibilité du geste en termes d'efforts. Nous allons voir comment définir un tel outil.

7.3 Définition du critère d'efforts

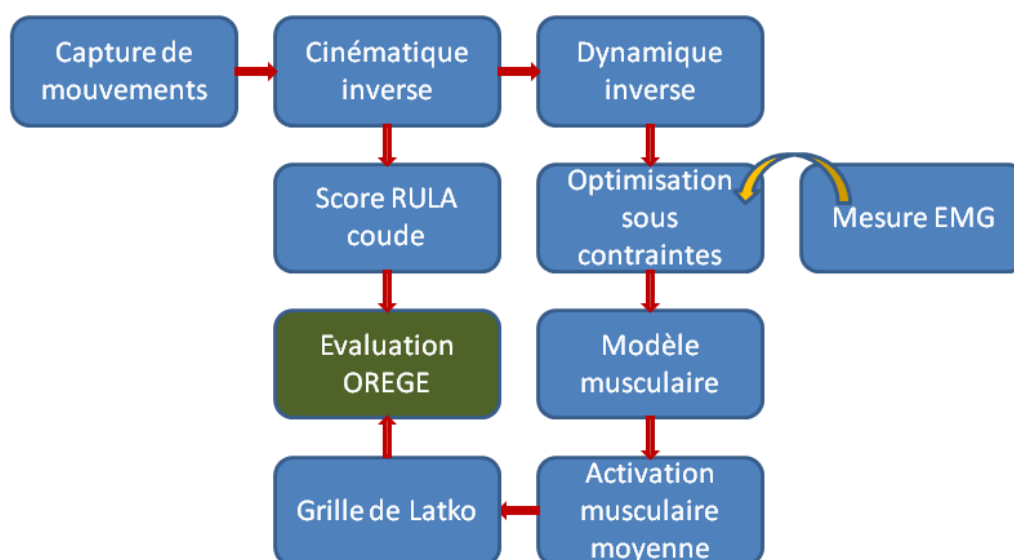


FIG. 7.4 – Synoptique général de définition et d'évaluation du critère ergonomique basé efforts.

La figure 7.4 présente le synoptique général de définition et d'évaluation du critère basé efforts. Comme nous n'avons pas pu suffisamment valider la méthode par interpolation, dont l'objectif est d'obtenir les informations en temps réel, nous utilisons pour le moment la méthode présentée au chapitre 4 pour estimer les efforts musculaires utilisés pour construire le critère. A l'issue du calcul des efforts musculaires, nous allons donc définir un paramètre ergonomique basé sur ces efforts. Comme nous le disions en introduction de cette thèse, il existe déjà des critères basés efforts, tels que la "Muscle Activity Envelope" (de Zee and Rasmussen [2009]). L'idée de ce critère est de regarder le niveau d'activité du muscle le plus sollicité à partir de l'algorithme d'optimisation. La fonction de coût, une fonction type min/max, implique un problème d'optimisation convexe qui conduit à un optimum global pour l'estimation des efforts. Ceci implique que pour la même stratégie d'estimation des efforts, on va pouvoir comparer le niveau d'activité du muscle le plus sollicité pour deux mouvements différents et en déduire le moins pénible ou dommageable d'un point de vue musculo-squelettique. C'est donc un critère ergonomique pertinent, permettant d'établir une échelle de pénibilité des mouvements.

Dans notre cas, nous utilisons une fonction de coût étant la somme des efforts normalisés au carré. Cette fonction implique également un optimum global du point de vue du résultat, ce qui revient à dire qu'on ne peut pas trouver de stratégie de répartition des efforts musculaires moins coûteuse en endurance (cette fonction de coût étant une image de l'endurance musculaire) pour un mouvement donné. Nous allons donc construire une moyenne des efforts normalisés qui va constituer une *activation musculaire moyenne*. Ainsi, pour chaque frame capturée i , nous allons définir le critère M_j pour chaque articulation j sur laquelle agissent k muscles comme étant :

Sujet	Sexe	Taille (mm)	Poids (kg)	Rapport poids/taille m/T
X	M	1780	65	0.03652

TAB. 7.1 – Paramètres anthropométriques du sujet d'évaluation.

$$M_j(i) = \frac{1}{k} \cdot \sum_{u=1}^k \frac{{}^u F(i)}{{}^u F_{max}(i)} \quad (7.1)$$

Ce critère représente la sollicitation musculaire moyenne d'une articulation à un instant i . En d'autres termes, si l'on part du principe que l'estimation des efforts est suffisamment précise, nous avons ici une évaluation objective du niveau de pénibilité de l'effort, comprise entre 0 et 1. C'est donc une image directe du niveau de pénibilité du mouvement. Par définition, nous allons considérer que la valeur maximale d'activation musculaire moyenne atteinte durant un mouvement constituera l'évaluation du geste sur l'échelle des efforts de la méthode OREGÉ si on la multiplie par 10.

7.4 Exemple d'utilisation sur un sujet

Afin de réaliser une première évaluation ouvrant des perspectives d'évolution, nous avons testé ce critère sur un seul sujet afin de vérifier l'évolution du critère en fonction de la vitesse d'exécution de la flexion/extension et de la charge portée par le sujet. Le sujet utilisé est le sujet 8 de l'expérimentation sur la contrainte de co-contraction, présentée au chapitre 5. Ses paramètres anthropométriques sont rappelés dans la table 7.1. Comme les résultats obtenus avec la méthode d'estimation des efforts par optimisation avec contrainte de co-contraction sont très satisfaisants quel que soit le poids porté jusque la vitesse 5, nous nous limiterons à cette vitesse pour évaluer le critère. Nous omettons donc volontairement les résultats des vitesses 6 à 10, étant donné que la qualité de l'estimation des efforts musculaires pour ces vitesses est très différente d'une charge à une autre.

7.4.1 Protocole expérimental

Le protocole expérimental est celui proposé pour l'expérimentation présentée au chapitre 5. Le sujet réalise 20 mouvements divisés en 4 sous-groupes de 5 mouvements correspondant aux 4 charges portées (0 kg, 2 kg, 4 kg et 6 kg). Nous respectons des pauses régulières et un ordre aléatoire dans l'exécution des mouvements afin de limiter les effets de la fatigue musculaire sur les résultats. Chaque sous-groupe correspond à 5 flexions/extensions complètes du coude réalisées à 5 vitesses différentes (vitesses 1 à 5). Pour chaque mouvement réalisé, on vient estimer les efforts musculaires par la méthode proposée au chapitre 5 (optimisation sous contraintes avec ajout d'une contrainte de co-contraction construite à partir des résultats de sujets tiers). Les efforts musculaires ainsi estimés servent alors à calculer, pour chaque frame capturée, le critère ergonomique basé sur la définition que nous avons proposé de l'activation musculaire moyenne. Pour le cas du coude, où sont impliqués 5 muscles (biceps, triceps, brachialis, brachioradialis, anconeus), le critère prendra cette forme :

$$M_{coude}(i) = \frac{1}{5} \cdot \sum_{u=1}^5 \frac{{}^u F(i)}{{}^u F_{max}(i)} \quad (7.2)$$

Comme pour les autres expérimentations, nous disposons ici d'un nombre important de mouvements testés. Plutôt que de présenter les résultats de l'ensemble des mouvements, nous allons

d'abord présenter quelques résultats caractéristiques puis généraliser ces résultats sur l'ensemble des mouvements. On va chercher à comparer les résultats obtenus pour l'activation musculaire moyenne entre eux et montrer qu'ils permettent bien de graduer les efforts réalisés pour chaque mouvement de flexion/extension sur l'échelle de Lotka.

7.4.2 Quelques exemples de résultats

Nous allons ici présenter 3 mouvements caractéristiques, présentant chacun certaines spécificités du critère ergonomique proposé. Il s'agit d'un mouvement lent (vitesse 1) sans charge, d'un mouvement intermédiaire (vitesse 3) avec une charge de 4 kg et enfin du mouvement le plus rapide (vitesse 5) avec une charge de 6 kg.

Exemple de mouvement très lent sans charge

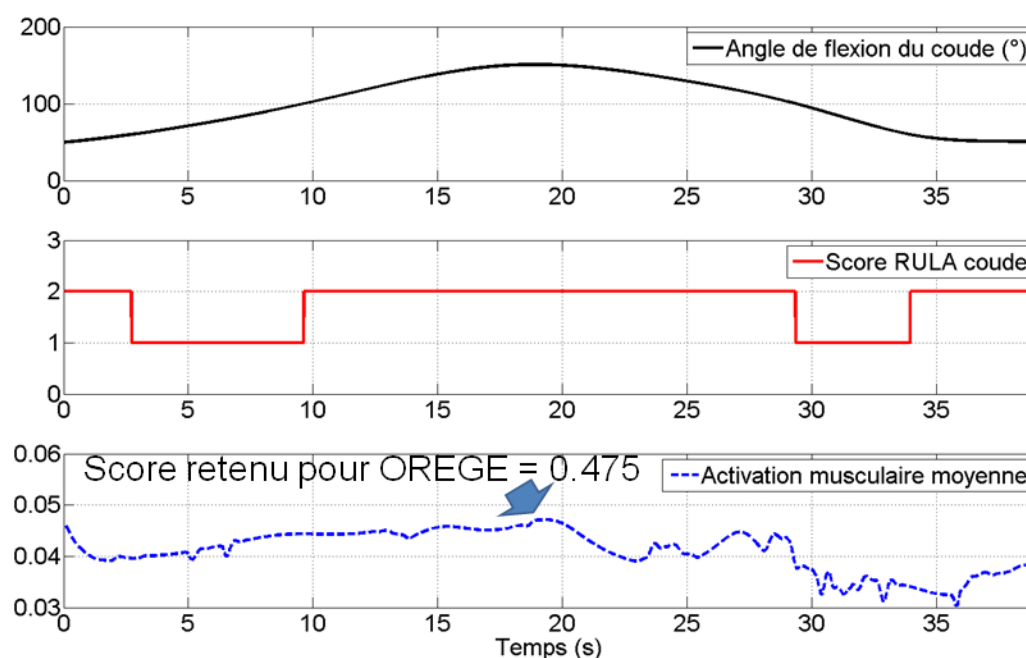


FIG. 7.5 – Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement lent (vitesse 1) sans charge.

Sur ce mouvement, représenté figure 7.5, on constate que l'activation musculaire moyenne reste stable autour de valeurs très faibles (0.03 à 0.05), ce qui est très satisfaisant car le mouvement est très lent et ne fait pas intervenir de charge extérieure. Néanmoins, on constate une croissance de la valeur du critère durant la phase de flexion. Son maximum correspond au point de flexion maximal. Le critère décroît ensuite de manière irrégulière durant la phase d'extension, ce qui paraît logique puisque c'est une phase de relâchement musculaire. Si l'on multiplie par 10 la valeur maximale atteinte par l'activation musculaire moyenne, l'effort réalisé est évalué à 0.475 sur l'échelle de Lotka. Ce qui représente un mouvement tout à fait recommandable du point de vue efforts.

Exemple de mouvement intermédiaire avec une charge de 4 kg

La figure 7.6 représente l'évolution de l'activation musculaire moyenne durant le mouvement de flexion/extension réalisé à la vitesse 3 pour une charge de 4 kg. En comparaison du mouvement

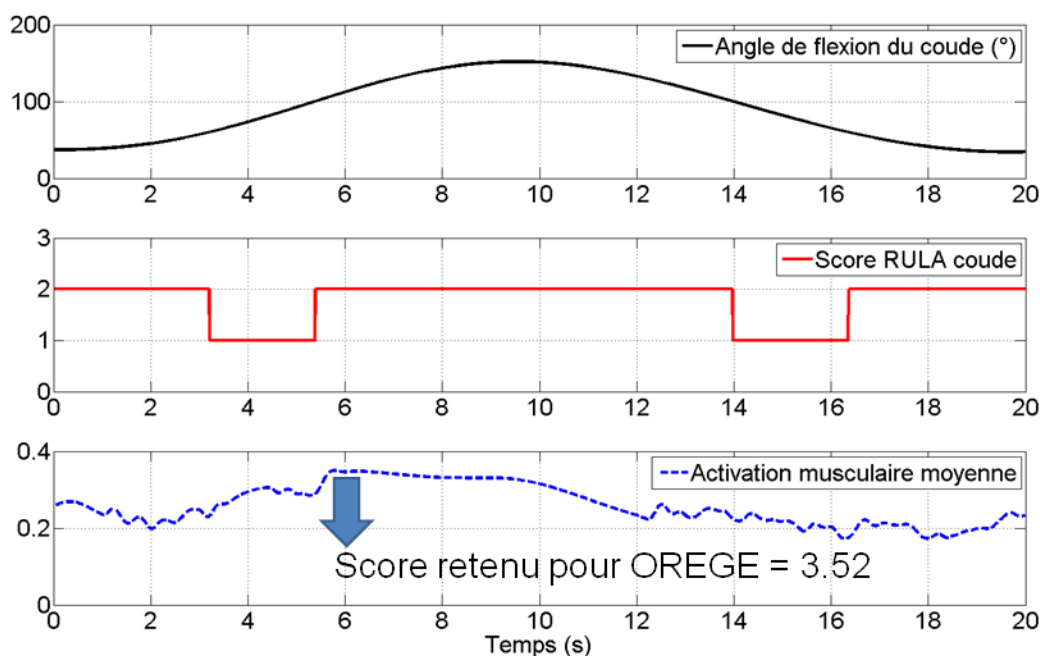


FIG. 7.6 – Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement intermédiaire (vitesse 3) avec une charge de 4 kg.

lent sans charge, on constate une augmentation globale de la valeur de l'activation musculaire, située entre 0.2 et 0.35 approximativement. C'est une constatation logique car la présence de la charge de 4 kg augmente nécessairement les contributions musculaires durant la flexion/extension. Le profil d'évolution de l'activation est assez similaire au profil observé pour le mouvement lent sans charge. L'activation croît durant la phase de flexion puis décroît durant la phase d'extension. Cependant, on constate que le pic d'activité se situe en amont du point de flexion maximal. On peut supposer que ce déplacement du pic vers la gauche est dû à la dynamique du mouvement, plus importante. En effet, l'inertie engendrée à la fois par la vitesse plus rapide et la présence de l'haltère va impliquer une dépense énergétique plus importante au moment où le bras de levier entre le poids de l'haltère et l'articulation du coude va être maximal, c'est à dire en position semi fléchie (autour de 90°). On constate ensuite un palier légèrement décroissant puis une décroissance plus franche lors de l'extension. Si l'on place ce mouvement sur l'échelle de Lotka, on se situe dans la zone limite entre un effort faible et un effort moyen, pour un effort évalué à 3.52.

Exemple de mouvement rapide avec une charge de 6 kg

La figure 7.7 représente l'évolution de l'activation musculaire moyenne durant le mouvement de flexion/extension réalisé à la vitesse 5 pour une charge de 6 kg. En comparaison des deux mouvements précédents, l'augmentation de la valeur globale du critère est significative, avec un pic d'activité légèrement supérieur à 0.6 et une valeur minimale légèrement inférieure à 0.2. La variation du critère est également plus importante. Le profil d'évolution du critère reste assez proche de ceux constatés pour les mouvements précédents, mais le pic d'activité est cette fois ci nettement identifié pour une valeur de l'angle de flexion autour de 100°. L'influence de la dynamique du mouvement sur l'évolution du critère est nettement plus prononcée. On constate encore une fois une évolution positive du critère lors de la flexion, jusque 100°, puis une diminution du critère sur la fin de la flexion et l'ensemble de la phase d'extension, le point d'activité le plus bas étant atteint pour une position angulaire autour de 80° en extension. On constate également un rebond de l'activité en fin d'extension. Cette évolution est en accord avec la dynamique du mouvement. Ce mouvement, faisant intervenir une dynamique et une charge plus importante est évalué sur l'échelle de Lotka à

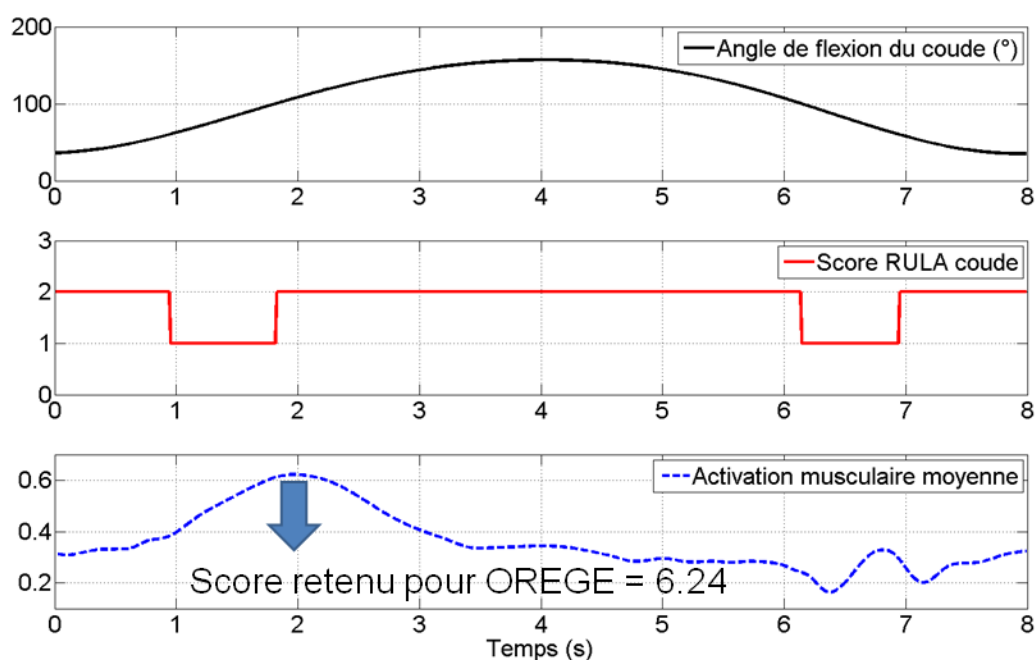


FIG. 7.7 – Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement rapide (vitesse 5) avec une charge de 6 kg.

6.24.

Premières constatations

Au vu des quelques résultats partiels présentés ici, on constate que le critère apporte une information pertinente, permettant d'évaluer les mouvements en terme d'efforts. Au travers de ces exemples, on remarque que la vitesse d'exécution du mouvement et le poids porté par le sujet vont fortement influencer le niveau moyen d'activation ainsi que le profil d'évolution de l'activation musculaire moyenne. Nous allons donc nous intéresser à ces deux effets séparément, en essayant de caractériser l'influence de chacun de ces paramètres.

7.4.3 Évolution à vitesse constante en fonction de la charge

Pour tester l'influence de la charge sur l'évolution de l'activation musculaire moyenne, nous allons regarder le profil d'évolution du critère à chaque vitesse d'exécution pour les différents haltères portés.

Les figures 7.8, 7.9, 7.10, 7.11 et 7.12 illustrent l'influence de la charge sur l'évolution du critère pour chaque vitesse d'exécution du mouvement. On constate que quelle que soit la vitesse d'exécution, le critère augmentera avec la charge. Si ce résultat semble intuitif (un mouvement est plus pénible si la charge est plus importante), les résultats obtenus ici montrent clairement la fiabilité de l'évaluation du mouvement par l'activation musculaire moyenne. On constate également qu'à quelque vitesse que ce soit, le mouvement est moins pénible lors de l'extension que de la flexion. C'est également un résultat attendu, puisque dans cette situation de simple flexion/extension la gravité va avoir un rôle moteur lors de l'extension et un rôle résistant lors de la flexion. Pour chaque vitesse, l'évaluation sur la grille de Latko va être croissante avec la charge, puisque l'on prend le point extrême de la courbe d'activation musculaire moyenne comme résultat. Sur l'ensemble des mouvements, ce point maximum va être atteint durant la flexion. Cependant, quelques artefacts

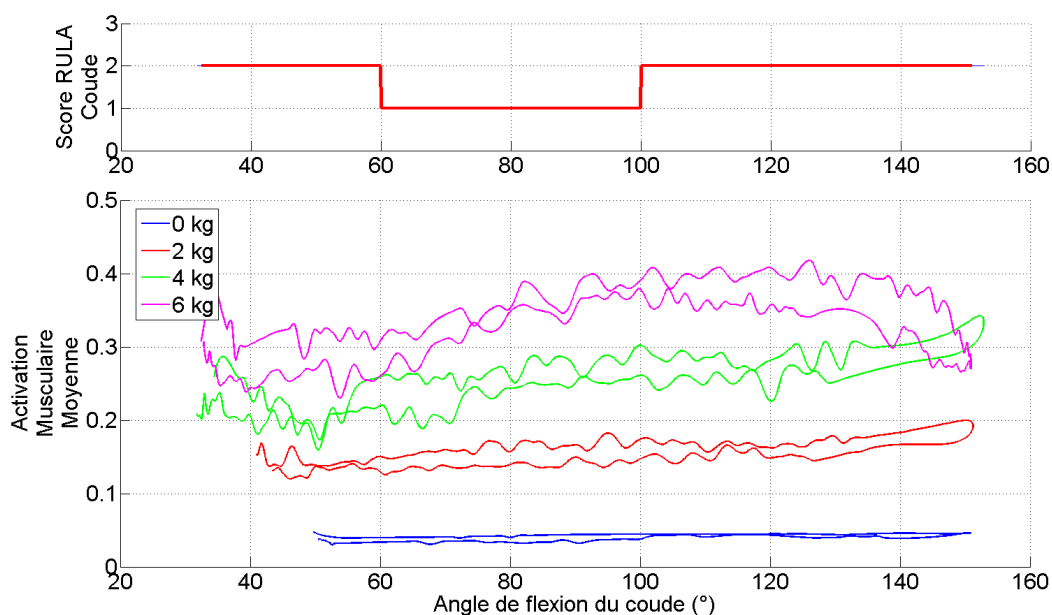


FIG. 7.8 – Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 1.

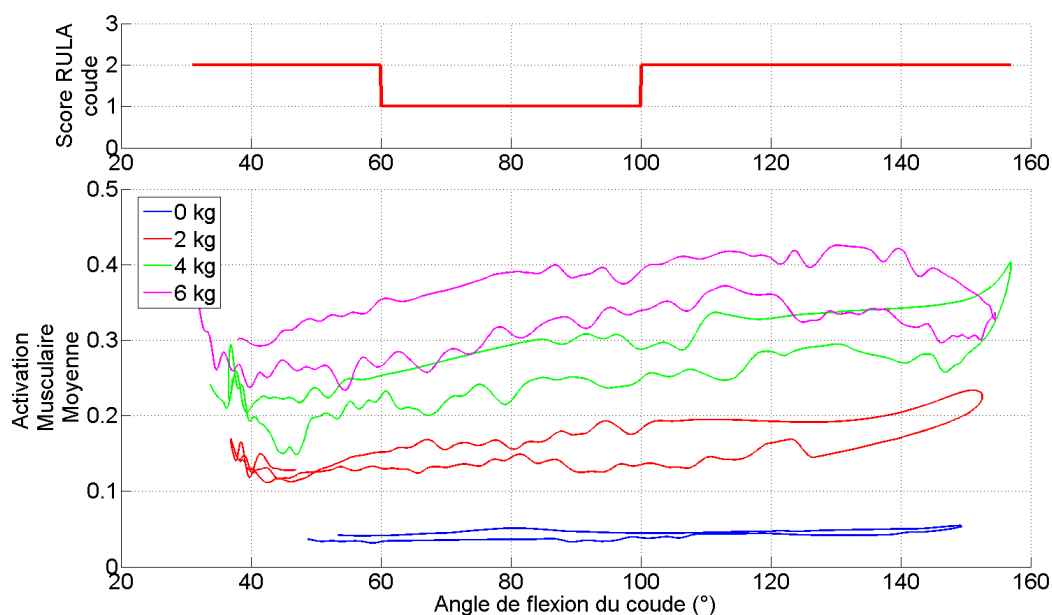


FIG. 7.9 – Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 2.

d'expérimentation correspondant à des hyperflexions ou des hyperextensions tendent à augmenter artificiellement l'activation moyenne dans les positions articulaires extrêmes, ce qui fausse ce résultat. Nous ne tenons pas compte dans notre évaluation de ces artefacts.

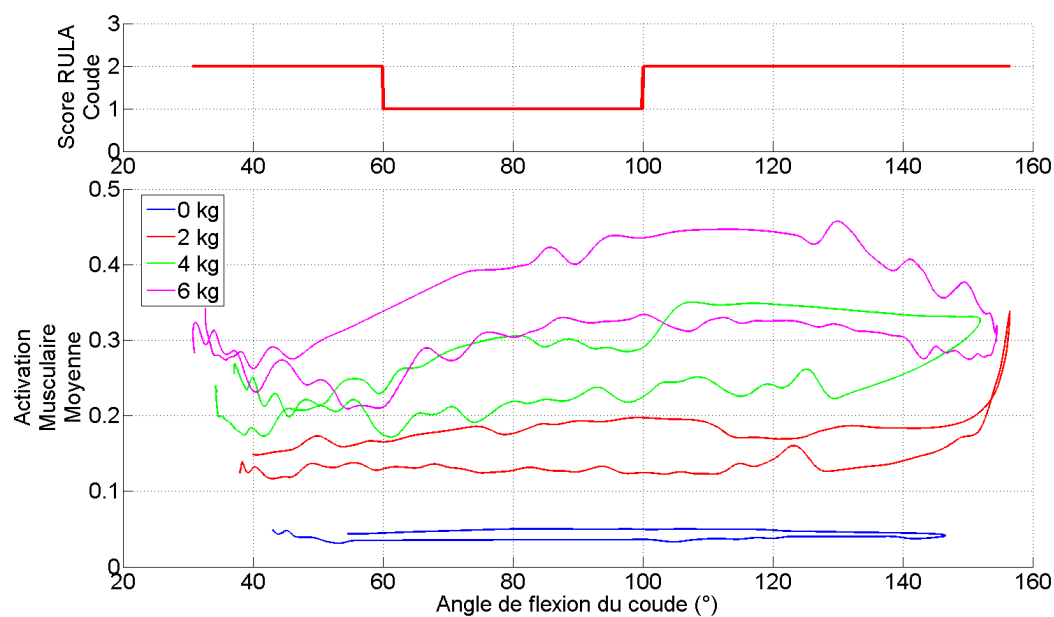


FIG. 7.10 – Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 3.

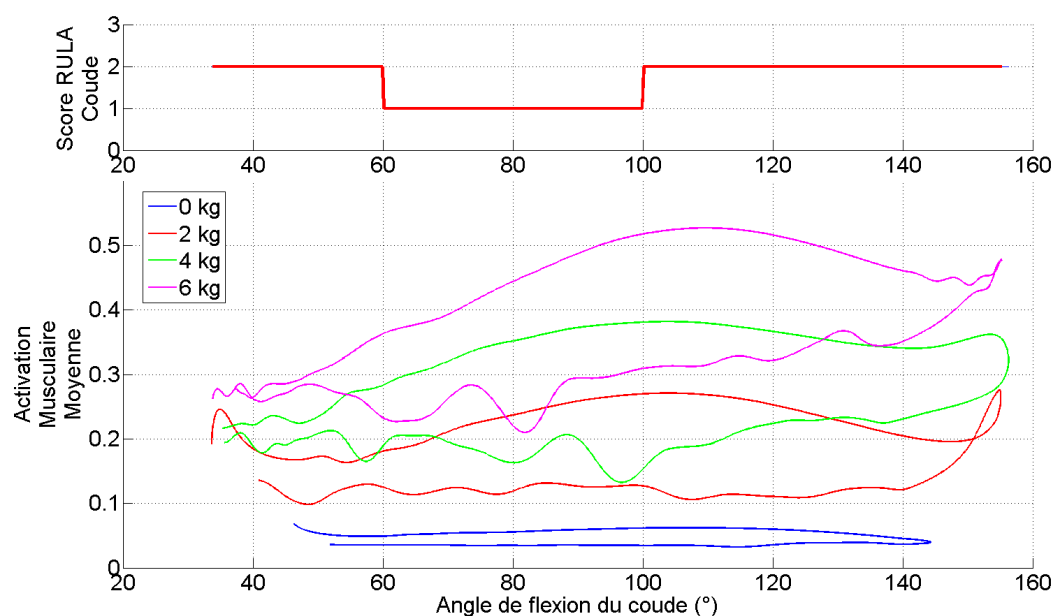


FIG. 7.11 – Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 4.

7.4.4 Évaluation à charge constante de la vitesse d'exécution

Pour tester l'influence de la vitesse d'exécution du mouvement sur l'évolution de l'activation musculaire moyenne, nous allons regarder le profil d'évolution du critère à chaque poids porté pour les 5 vitesses différentes.

Les figures 7.13, 7.14, 7.15 et 7.16 illustrent l'évolution de l'activation musculaire moyenne en fonction de la vitesse pour une charge constante. Ici encore, l'évolution de l'activation moyenne est très satisfaisante. L'évaluation sur la grille de Latko va donner pour résultat que pour un poids

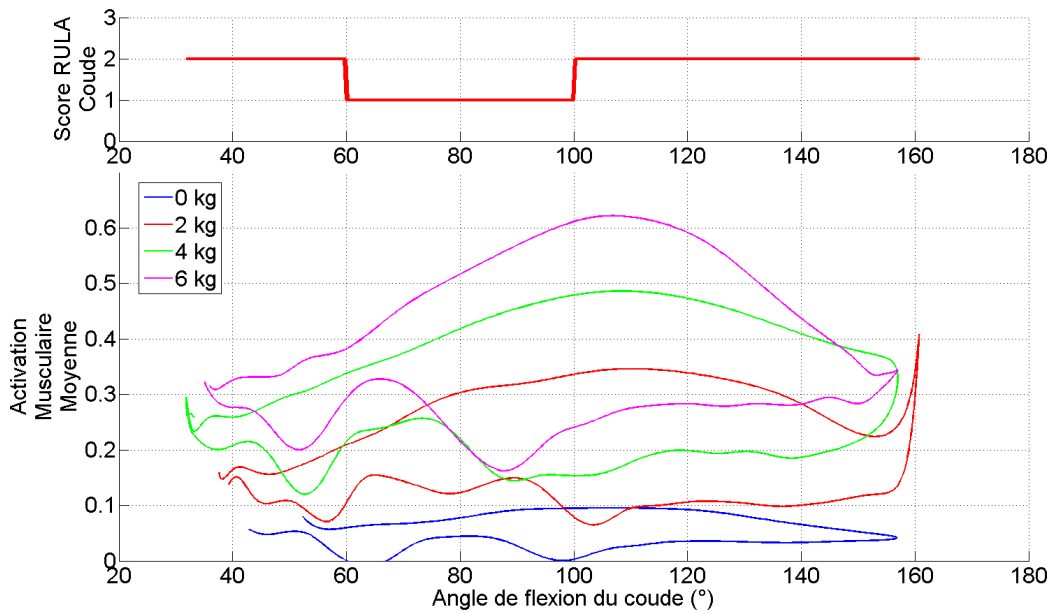


FIG. 7.12 – Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 5.

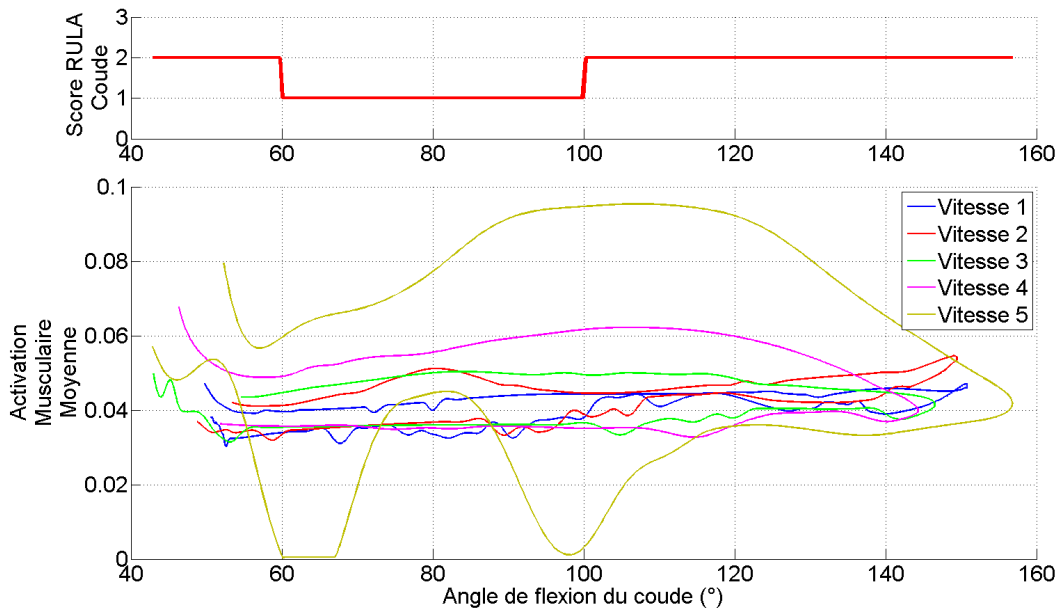


FIG. 7.13 – Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 0 kg.

constant, l'augmentation de la vitesse va augmenter la pénibilité du mouvement. On a donc une vraie fiabilité du critère puisqu'il évolue de manière croissante avec la vitesse, quel que soit le poids porté. Les mouvements testés étant des flexions/extensions complètes, ce sont les phases de flexion qui permettent l'évaluation du mouvement en termes d'effort sur la grille de Latko. Mais il est intéressant de noter que plus les phases d'extension sont rapides, plus le relâchement musculaire est important, ce qui implique que le score Latko associé va diminuer avec la vitesse. Sur les phases de flexion, le point maximum va être atteint vers la fin de flexion, mais ce point se décale vers le milieu de la flexion (autour de 100°) lorsque la vitesse augmente. En effet, l'augmentation des

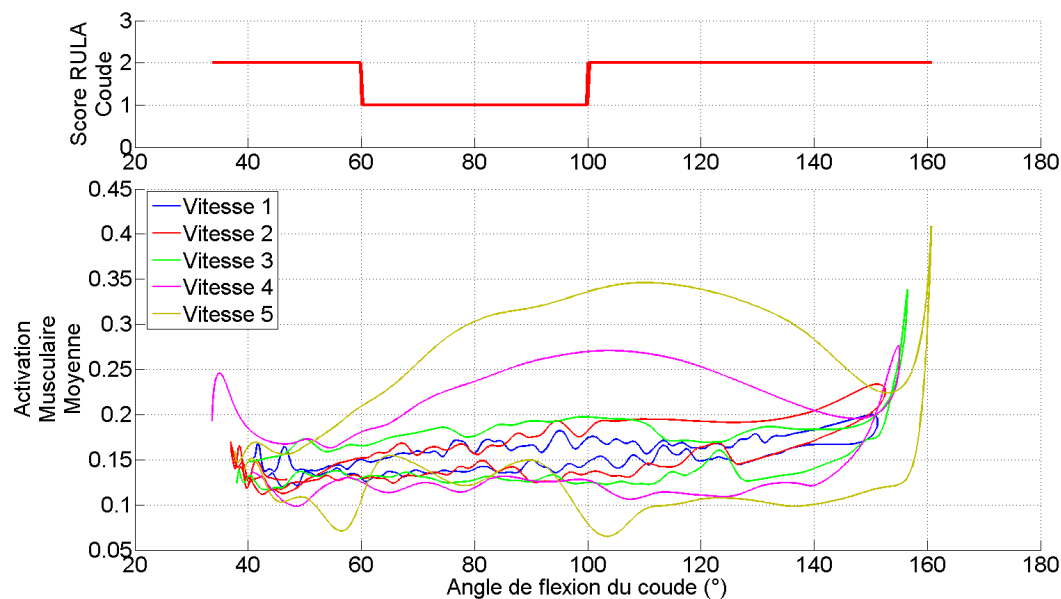


FIG. 7.14 – Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 2 kg.

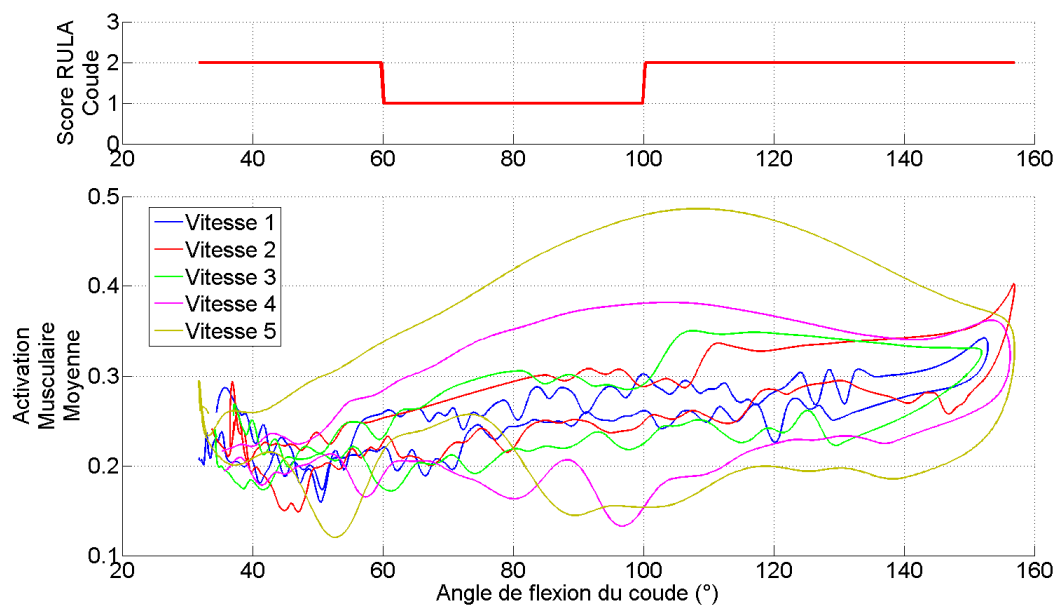


FIG. 7.15 – Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 4 kg.

effets d'inertie va augmenter le couple résistant, et le couple résistant maximum est atteint pour une position semi-fléchie du coude, correspondant au bras de levier maximum entre l'haltère et l'articulation.

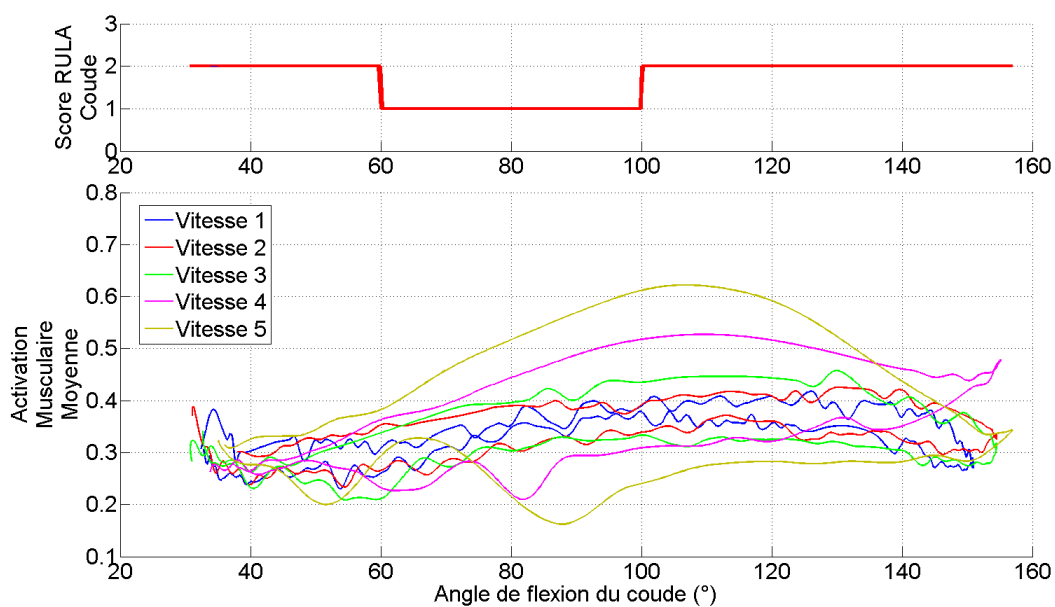


FIG. 7.16 – Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 6 kg.

7.4.5 Discussion

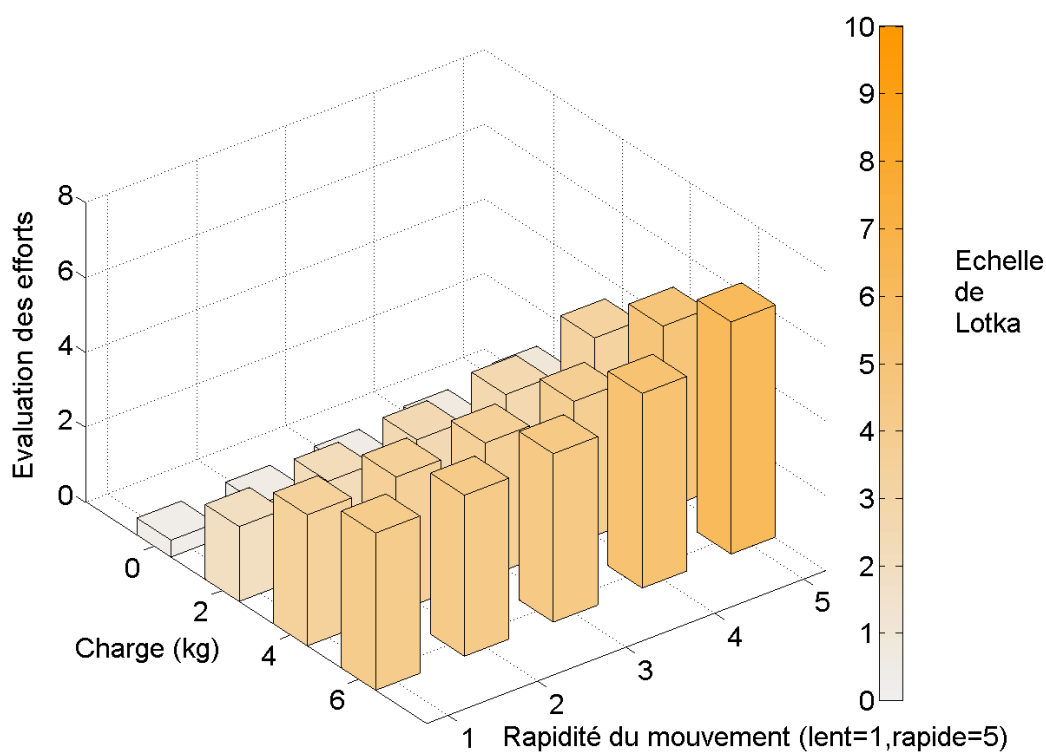


FIG. 7.17 – Évaluation des 20 mouvements testés à l'aide de l'activation musculaire moyenne sur la grille de Latko.

Ces résultats préliminaires ont pour objectif d'évaluer la validité et l'utilité d'un tel critère. Comme on a pu le constater, le critère a une évolution logique permettant de mettre en évidence des

phases plus ou moins confortables dans le mouvement de flexion/extension du coude. Néanmoins, ce sont des résultats préliminaires compilés sur un unique sujet, et la confirmation de ces premiers résultats passe par l'évaluation du critère sur de nombreux autres sujets. Par ailleurs, nous n'avons testé qu'une partie des gammes de mouvements que nous avons à disposition, car la cohérence des résultats obtenus pour les vitesses rapides laisse à désirer. Il faut donc également revoir en amont la stratégie globale d'évaluation des efforts, ce qui passe par de nombreux tests, comme nous l'avions décrit dans le chapitre 5.

Si l'on se réfère à la figure 7.17, on constate que les mouvements testés sont bien évalués par le critère. Plus la vitesse augmente, plus le mouvement est pénible, et plus la charge augmente, plus le mouvement est pénible. L'augmentation est bien graduée et rend bien l'idée d'une échelle de pénibilité telle qu'elle est définie dans OREGE.

L'évaluation des efforts demandant une étape de cinématique inverse, on constate que l'on peut également obtenir les scores RULA associés aux mouvements. En d'autres termes, on est capable de systématiser deux des trois étapes d'évaluation OREGE, ce qui présente une aide à l'évaluation pour l'utilisateur d'une telle méthode considérable. Évidemment, un tel outil ne remplace en rien les compétences d'un ergonome compétent. C'est avant tout un support lui permettant de mieux évaluer des mouvements parfois complexes et présentant des variations rapides. Dans une démarche de conception de poste, l'intégration du calcul de l'activation musculaire moyenne à partir des données des mouvements réalisés par l'opérateur permettrait de réaliser une première évaluation des gestes par une méthode OREGE sur la maquette virtuelle. Le calcul de l'activation musculaire moyenne est donc un outil extrêmement utile pour la conception ergonomique des postes de travail.

7.4.6 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons défini l'activation musculaire moyenne et l'avons calculée sur un certain nombre de mouvements pour un sujet donné, à titre de résultats préliminaires. Le premier constat qui s'impose à l'issue de cette première évaluation est que ce critère permet d'évaluer de manière fiable la pénibilité d'un mouvement en termes d'efforts. Son évolution est logique, et les influences de la vitesse d'exécution du mouvement ainsi que de l'inertie ajoutée par le poids portés sont réalistes. Dans une démarche OREGE, utiliser le maximum de l'activation musculaire moyenne obtenue durant le mouvement pour évaluer le mouvement sur la grille de Latko donne une idée directe de la pénibilité du mouvement.

L'apport d'un tel critère dans une démarche OREGE est immédiat : plutôt que de devoir évaluer par des indices la pénibilité d'un geste, l'ergonome peut ici s'appuyer sur une évaluation objective du niveau de sollicitation musculaire durant le mouvement pour prendre sa décision. Le gain de temps est important, et la fiabilité du résultat est une garantie de mieux échelonner les gestes sur la grille de Latko. L'utilisation d'un tel critère serait donc d'une grande aide pour l'ergonome cherchant à évaluer les gestes de travail d'un opérateur.

Ces travaux sont par définition préliminaires et fragmentaires, et cette contribution scientifique nécessite encore de nombreux développements afin d'être pertinente et validée. Cependant, ces premiers résultats sont extrêmement encourageants, et l'objectif suivant, une fois ce critère pleinement validé, sera de le tester sur d'autres articulations afin d'évaluer de manière globale les mouvements du membre supérieur et ainsi pouvoir apporter un outil d'aide à l'évaluation des gestes pertinent.

Chapitre 8

Conclusion générale

Nous avons présenté dans cette thèse de nombreuses contributions poursuivant le but suivant : comment améliorer l’ergonomie des postes de travail dès leur conception, à l’aide de méthodes d’estimation des efforts musculaires permettant d’obtenir des informations pertinentes sur le mouvement et d’ainsi mieux évaluer sa pénibilité. Afin d’illustrer ces contributions, nous avons choisi de les appliquer à la zone coude/avant-bras, qui est une zone fortement touchée par les TMS.

Tout d’abord, nous avons présenté les enjeux d’un tel travail. Nous avons notamment mis en avant le fait que l’analyse posturale des postes de travail, possible dès la conception du poste de travail en utilisant des outils de réalité virtuelle, n’est pas suffisante pour juger de l’ergonomie du poste. Notre idée est de compléter les informations posturales par une estimation en temps réel d’un critère dynamique basé sur les efforts musculaires mis en jeu dans le mouvement.

Pour obtenir un tel critère, il est nécessaire de définir une méthode d’estimation des efforts présentant un compromis précision/temps de calcul compatible avec les outils de réalité virtuelle. Nous avons donc d’abord présenté les informations anatomiques et physiologiques nécessaires à la réalisation d’un modèle biomécanique du membre supérieur, puis nous avons détaillé une première méthode d’estimation des efforts, basé sur une démarche par dynamique inverse, c’est à dire partant du mouvement pour aller vers les activations musculaires. Au travers de quelques résultats préliminaires, nous avons mis en évidence les limites d’une telle méthode, et la nécessité de compléter les informations issues du mouvement, indispensables au calcul des efforts, avec des données physiologiques issues de la mesure des activations musculaires de muscles clefs durant le mouvement.

Cette contribution a été pleinement présentée dans le chapitre 5. La construction d’une contrainte de co-contraction permettant une meilleure évaluation des activations musculaires développées par les muscles antagonistes au mouvement y est décrite. Nous présentons également un certain nombre de résultats mettant en évidence l’intérêt d’une telle contrainte. Notre objectif final étant de nous passer des mesures EMG pour estimer les efforts, nous avons également montré comment construire une telle contrainte de co-contraction à partir de données hors ligne pour les utiliser sur un sujet tiers. Les résultats obtenus sont très encourageants, même s’ils nécessitent encore de nombreuses validations ainsi qu’une amélioration globale de la construction de la contrainte. On constate sur les résultats obtenus une nette amélioration, mais nous avons de nombreux problèmes d’échelle difficiles à évaluer car la quantité de paramètres arbitraires introduits dans de tels calculs rend difficile la validation de tels résultats. Nous pensons que la piste doit être encore largement explorée, afin d’améliorer la construction de la contrainte de co-contraction et ainsi générer des résultats encore plus réalistes.

Une méthode par dynamique inverse fait intervenir classiquement une optimisation sous contraintes pour estimer les efforts. Dans l’objectif d’obtenir des résultats plus rapidement, avec un temps de calcul compatible avec le temps réel, nous avons proposé une nouvelle méthode d’estimation des efforts, remplaçant l’étape d’optimisation sous contraintes ainsi que l’étape de

dynamique inverse par une étape d'interpolation des efforts basé sur les situations articulaires calculées à chaque pas de temps. Si les résultats en terme de temps de calcul sont très satisfaisants, les erreurs engendrées sur les résultats restent importantes, car les bases de données utilisées pour l'interpolation ne sont pas assez complètes pour rendre compte de l'ensemble des situations articulaires possibles. Néanmoins, les premiers résultats obtenus sont très intéressants. Tout porte à croire que si l'on améliore à la fois la quantité de sujets permettant l'interpolation (afin de mieux "remplir" l'échelle morphologique) et que l'on complète intelligemment les bases de données, nous pouvons obtenir d'excellents résultats avec cette méthode. A terme, cette solution est viable pour être exploitée dans le cadre de l'évaluation ergonomique d'un poste de travail à partir de sa maquette virtuelle.

Enfin, la dernière contribution proposée dans cette thèse est la définition et l'évaluation d'un critère ergonomique dynamique basé sur les efforts musculaires. Comme on a pu le voir précédemment, les efforts musculaires obtenus par optimisation sous contraintes avec la contrainte de co-contraction sont satisfaisants. Nous avons donc proposé un critère reflétant la moyenne des activations musculaires pour l'articulation du coude, et nous avons montré que les informations apportées par un tel critère permettent une aide à l'évaluation du mouvement dans une démarche telle que la démarche OREGÉ. Ce critère pourra donc être utilisé pour tenir compte de la dynamique du mouvement dans l'évaluation d'un poste de travail et ainsi faciliter l'évaluation d'un poste.

Ce travail représente une étape dans un objectif plus important, comme nous l'expliquions en introduction. Les résultats obtenus sur les différentes contributions présentent des caractéristiques très pertinentes, et la prolongation logique de ces travaux sera la validation à plus grande échelle de ces résultats. L'ensemble de ces contributions concourent à l'objectif final de ces travaux, c'est à dire d'obtenir les informations musculaires en temps réel pour l'évaluation ergonomique des postes de travail dès la phase de conception, en mettant le travailleur en situation dans un environnement de réalité virtuelle. Nous avons notamment commencé un travail d'intégration des modèles et des méthodes dans une application de réalité virtuelle, et les travaux réalisés sont actuellement adaptés sur d'autres régions du corps humain. A terme, l'importance de ces travaux est capitale : sous réserve d'une validation complète de ces résultats, nous pensons grandement contribuer à l'amélioration de l'ergonomie des postes de travail et à la systématisation de l'utilisation de telles démarches dans le cadre d'une conception de poste. Par ailleurs, les contributions proposées dans cette thèse ont été présentées dans plusieurs articles scientifiques listés en annexe 1 de ce manuscrit.

Bibliographie

- R. Ait-Haddou, P. Binding, and W. Herzog. Theoretical considerations on cocontraction of sets of agonistic and antagonistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 33(9) :1105 – 1111, 2000. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/S0021-9290(00)00085-3.
- David Amarantini and Luc Martin. A method to combine numerical optimization and emg data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *Journal of Biomechanics*, 37(9) : 1393 – 1404, 2004. ISSN 0021-9290.
- David Amarantini, Guillaume Rao, and Eric Berton. A two-step emg-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. *Journal of Biomechanics*, 43(9) :1827 – 1830, 2010. ISSN 0021-9290.
- K. N. An, B. M. Kwak, E. Y. Chao, and B. F. Morrey. Determination of muscle and joint forces : A new technique to solve the indeterminate problem. *Journal of biomechanical engineering*, 106 : 364–368, 1984a.
- K. N. An, K Takahashi, T. P. Harrigan, and o E. Y. Chao. Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of biomechanical engeneering*, 106 :280–282, 1984b.
- M. Aptel and A. Aublet-Cuvelier. Prévenir les troubles musculosquelettiques du membre supérieur : un enjeu social et économique. *Santé Publique*, 17 :3 :455–7469, 2005.
- M. Aptel, S. Lafaurie, L. Tronchet, and J.J. Atain-Kouadio. Orege : un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de tms du membre supérieur. *Note scientifique et technique de l'INRS*, NS 196 :1–122, 2000a.
- M. Aptel, S. Lahaye, and A. Gerling. Un outil dévaluation des facteurs de risques biomécaniques : Orege (outil de repérage et d'évaluation des gestes). *Documents pour le médecin du travail*, 83 : 217–223, 2000b.
- M. L. Audu and D. T. Davy. The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 107(2) :147–157, 1985. doi : 10.1115/1.3138535.
- C. B Barber, D.P. Dobkin, and H.T. Huhdanpaa. The quickhull algorithm for convex hulls. *ACM Transactions on Mathematical Software*, 22 :469–483, 1996.
- J.V. Basmajian and C.J. de Luca. *Muscles alive*. Baltimore, 1985.
- A. Bonnefoy, T. Robert, R. Dumas, and L. Cheze. Méthodes biomécaniques avancées pour le calcul des moments articulaires et des forces musculaires. *IRBM*, 29(4) :272 – 277, 2008. ISSN 1959-0318.
- Stephen H. M. Brown and Jim R. Potvin. Constraining spine stability levels in an optimization model leads to the prediction of trunk muscle cocontraction and improved spine compression force estimates. *Journal of Biomechanics*, 38(4) :745 – 754, 2005. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2004.05.011.
- T. S. Buchanan. Evidence that maximum muscle stress is not a constant : differences in specific tension in elbow flexors and extensors. *Medical Engineering & Physics*, 17(7) :529 – 536, 1995. ISSN 1350-4533. doi : 10.1016/1350-4533(95)00005-8.
- T. S. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, and T. F. Besier. Estimation of muscle forces and joint moments using a forward-inverse dynamics model. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, 37 :1911–1916, 2005.
- Thomas S. Buchanan, Michael J. Moniz, Julius P.A. Dewald, and W.Zev Rymer. Estimation of muscle forces about the wrist joint during isometric tasks using an emg coefficient method. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5) :547 – 560, 1993. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(93)90016-8.
- Thomas S. Buchanan, David G. Loyd, Kurt Manal, and Thor F. Besier. Neuromusculoskeletal modeling : Estimation of muscle forces and joints moments and movements from measurements of neural command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20 :367–395, 2004.
- J. Chalfoun, M. Renault, R. Younes, and F.B. Ouedzou. Muscles forces prediction of the human hand and forearm system in highly realistic simulation. In *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference*, volume 2, pages 1293–1298, Septembre 2004.

Joe Chalfoun. *Prédiction des efforts musculaires dans le système main avant-bras : Modélisation, simulation, optimisation et validation*. PhD thesis, Université de Versailles Saint-Quentin en Yvelines, 2005.

J. H. Challis. Producing physiologically realistic individual muscle force estimations by imposing constraints when using optimization techniques. *Medical engineering & Physics*, 19(3) :253–261, 1997.

E.Y. Chao and K.N. An. Graphical interpretation of the solution of the redundant problem in biomechanics. *Journal of Biomechanics*, 100 :159–167, 1978.

Patrick Chedmail, Bruno Maille, and Edouard Ramstein. État de l’art sur l’accessibilité et l’étude de l’ergonomie en réalité virtuelle accessibility and ergonomics study with virtual reality, a state of the art. *Mécanique & Industries*, 3(2) :147 – 152, 2002. ISSN 1296-2139. doi : 10.1016/S1296-2139(02)01151-X.

Jacek Cholewicki and Stuart M. McGill. Emg assisted optimization : A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *Journal of Biomechanics*, 27 (10) :1287 – 1289, 1994. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(94)90282-8.

Jacek Cholewicki, Stuart M. McGill, and Robert W. Norman. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and emg assisted lumbar spine model : Towards development of a hybrid approach. *Journal of Biomechanics*, 28(3) :321 – 331, 1995. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(94)00065-C.

R.D.. Crowninshield, R.C.Johnston, , J.G. Andrews, and R.A. Brand. A biomechanical investigation of the human hip. *Journal of Biomechanics*, 11 :75–85, 1978.

Roy D. Crowninshield and Richard A. Brand. A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. *Journal of Biomechanics*, 14(11) :793 – 801, 1981. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(81)90035-X.

A. F. I. Dalley and K. L. Moore. *Clinically Oriented Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins, 1999.

Michael Damsgaard, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, and Mark de Zee. Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8) :1100 – 1111, 2006. ISSN 1569-190X. doi : 10.1016/j.simpat.2006.09.001. SIMS 2004.

de Leva P. Adjustements to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29 :1223–1230, 1996. doi : 0.1016/0021-9290(95)00178-6.

Mark de Zee and John Rasmussen. Using musculoskeletal modeling for estimating the most important muscular output. In Springer, editor, *3D Physiological Human 2009, Lecture Notes in Computer Sciences 5903*, volume to appear, 2009.

S. L. Delp, F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman, and D. G. Thelen. Opensim : Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions*, 54(11) :1940–1950, 2007. ISSN 0018-9294. doi : 10.1109/TBME.2007.901024.

W.T Dempster. Space requirements of the seated operator. Wadc technical report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1955.

J. Dul, G.E. Johnson, R. Shiavi, and M.A. Townsend. Muscular synergism–ii. a minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17(9) :675 – 684, 1984a. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(84)90121-0.

J. Dul, M.A. Townsend, R. Shiavi, and G.E. Johnson. Muscular synergism–i. on criteria for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*, 17(9) :663 – 673, 1984b. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(84)90120-9.

R. Dumas, E. Nicol, and L. Cheze. Influence of the 3d inverse dynamic method on the joint forces and moments during gait. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129(5) :786–790, 2007. doi : 10.1115/1.2768114.

- Ahmet Erdemir, Scott McLean, Walter Herzog, and Antonie J. van den Bogert. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 22(2) :131 – 154, 2007. ISSN 0268-0033. doi : 10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005.
- E. Forster, U. Simon, P. Augat, and L. Claes. Extension of a state-of-the-art optimization criterion to predict co-contraction. *Journal of Biomechanics*, 37(4) :577 – 581, 2004. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2003.09.003.
- Jouni Freund and Esa-Pekka Takala. A dynamic model of the forearm including fatigue. *Journal of Biomechanics*, 34(5) :597 – 605, 2001. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/S0021-9290(01)00009-4.
- Denis Gagnon, Christian Larivière, and Patrick Loisel. Comparative ability of emg, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics*, 16(5) :359 – 372, 2001. ISSN 0268-0033. doi : 10.1016/S0268-0033(01)00016-X.
- H-anim. H-anim, 2006. humanoid animation working group - information technology - computer graphics and image processing - humanoid animation iso/iec fcd 19774 <http://www.h-anim.org>, 2006.
- C. et al. Ha. Numéro thématique - tms d'origine professionnelle : une préoccupation majeure. Bulletin épidémiologique hebdomadaire, Février 2010. Institut National de Veille Sanitaire.
- Herbert Hatze. The complete optimization of a human motion. *Mathematical Biosciences*, 28 (1-2) :99 – 135, 1976. ISSN 0025-5564. doi : 10.1016/0025-5564(76)90098-5.
- Walter Herzog. Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design. *Journal of Neuroscience Methods*, 21(2-4) :167 – 179, 1987. ISSN 0165-0270. doi : 10.1016/0165-0270(87)90114-2.
- Walter Herzog and Paul Binding. Cocontraction of pairs of antagonistic muscles : analytical solution for planar static nonlinear optimization approaches. *Mathematical Biosciences*, 118(1) : 83 – 95, 1993. ISSN 0025-5564. doi : 10.1016/0025-5564(93)90034-8.
- S. Hignett and L. MacAtamney. Rapid entire body assessment (reba). *Applied Ergonomics*, 31 : 201–205, 2000.
- A. V. Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Royal Society of London Proceedings Series B*, 126 :136–195, October 1938.
- Katherine R. S. Holzbaur, Wendy M. Murray, and Scott L. Delp. A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering*, 33 :829–840, 2005. doi : 10.1007/s10439-005-3320-7.
- Katherine R.S. Holzbaur, Scott L. Delp, Garry E. Gold, and Wendy M. Murray. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics*, 40(11) : 2442 – 2449, 2007. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2006.11.013.
- H.E Huxley. The mechanism of muscular contraction. *Science*, 164 :1356–1366, 1957.
- H.E. Huxley. The structural basis of muscular contraction. *Proc.R. Soc.*, 178 :131–149, 1971.
- H.E. Huxley. Review lecture on muscular contraction. *Journal of Physiology*, 243 :1–43, 1974.
- INRS. Site web de l'institut national de recherche et de sécurité (inrs). URL www.inrs.fr.
- Adalbert.I. Kapandji. *Physiologie articulaire*, volume 1. 6ème édition, 2005. ISBN 2-224-02647-1.
- Joseph J Knapik, James E Wright, Roberta H Mawdsley, and Joanne Braun. Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical Therapy*, 63 :938–947, 1983.
- Wendi A. Latko, Thomas J. Armstrong, James A. Foulke, Gary D. Herrin, and Randall A. Rabbourn. Development and evaluation of an observational method for assessing repetition in hand tasks. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 58 :278–283, 1997.
- Michel A. Lemay and Patrick E. Crago. A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics*, 29(10) :1319 – 1330, 1996. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(96)00026-7.

Guangyan Li and Peter Buckle. A practical method for the assessment of work-related musculoskeletal risks - quick exposure check. In *PROCEEDINGS of the HUMAN FACTORS AND ERGONOMICS SOCIETY 42nd ANNUAL MEETING*, 1998.

O.C.J. Lippold. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal of physiology*, 117 :492–499, 1952.

Christian Lovato, Umberto Castellani, and Andrea Giachetti. Automatic segmentation of scanned human body using curve skeleton analysis. pages 34–45, 2009.

David G. Loyd and Thor F. Besier. An emg-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*, 36 :765–776, 2003.

L. Ma, W. Zhang, H. Fu, Y. Guo, D. Chablat, F. Bennis, A. Sawanoi, and N. Fugiwara. A framework for interactive work design based on motion tracking, simulation, and analysis. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 20 :339–352, 2010. doi : 10.1002/hfm.20178.

Liang Ma, Damien Chablat, Fouad Bennis, and Wei Zhang. A new simple dynamic muscle fatigue model and its validation. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 39(1) :211 – 220, 2009. ISSN 0169-8141. doi : 10.1016/j.ergon.2008.04.004.

W. Maurel, D. Thalmann, P. Hoffmeyer, P. Beylot, P. Gingins, P. Kalra, and N. Magnenat Thalmann. A biomechanical musculoskeletal model of human upper limb for dynamic simulation. pages 121–136, 1996.

Walter Maurel. *3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues*. PhD thesis, Laboratoire d'infographie - Ecole polytechnique fédérale de Lausanne, 1999.

Lynn McAtamney and E Nigel Corlett. Rula : A survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied ergonomics*, 24(2) :91–99, 1993.

A. Murai, K. Kurosaki, K. Yamane, and Y. Nakamura. Computationally fast estimation of muscle tension for realtime bio-feedback. In *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, pages 6546 –6549, 3-6 2009a. doi : 10.1109/IEMBS.2009.5334504.

A. Murai, K. Yamane, and Y. Nakamura. Characterization of motor skill based on musculoskeletal model. pages 6542 –6545, 3-6 2009b. ISSN 1557-170X. doi : 10.1109/IEMBS.2009.5334508.

Wendy M. Murray, Scott. L. Delp, and Thomas S. Buchanan. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*, 28 :513–525, 1995.

W.R. Murray and N. Hogan. Co-contraction of antagonist muscles : predictions and observations. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE*, 4 :1926–1927, 1988.

B.M. Nigg and W. Herzog. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Wiley, 1994.

Sandra J. Olney and David A. Winter. Predictions of knee and ankle moments of force in walking from emg and kinematic data. *Journal of Biomechanics*, 18(1) :9 – 20, 1985. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(85)90041-7.

A. Pedotti, V.V. Krishnan, and L. Stark. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, 38(1-2) :57 – 76, 1978. ISSN 0025-5564. doi : 10.1016/0025-5564(78)90018-4.

E. Pennestrì, R. Stefanelli, P.P. Valentini, and L. Vita. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *Journal of Biomechanics*, 40(6) :1350 – 1361, 2007. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2006.05.013.

Nancy Pollard and R.C. Gilbert. Tendon arrangement and muscle force requirements for human-like force capabilities in a robotic finger. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '02)*, May 2002.

M.J.D. Powell. A fast algorithm for nonlinearly constrained optimization calculations, numerical analysis. *Lecture Notes in Mathematics*, 630, 1978a.

- M.J.D. Powell. The convergence of variable metric methods for nonlinearly constrained optimization calculations. *Nonlinear Programming*, 3, 1978b.
- M.J.D. Powell. *Variable Metric Methods for Constrained Optimization, Mathematical Programming : The State of the Art*. Springer Verlag, 1983.
- N. Pronost and G. Dumont. Dynamics-based analysis and synthesis of human locomotion. *The Visual Computer*, 23(7) :513–522, July 2007. doi : 10.1007/s00371-007-0120-0.
- John Rasmussen, Michael Damsgaard, and Michael Voigt. Muscle recruitment by the min/max criterion – a comparative numerical study. *Journal of Biomechanics*, 34(3) :409 – 415, 2001. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/S0021-9290(00)00191-3.
- M.P. Reed, M.A. Manary, and L.W Schneider. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. *SAE Transactions : Journal of Passenger Cars*, 108, 1999.
- Y. Renard, F. Lotte, G. Gibert, M. Congedo, E. Maby, V. Delannoy, O. Bertrand, and A. Lécuyer. Openvibe : An open-source software platform to design, test and use brain-computer interfaces in real and virtual environments. *Presence : teleoperators and virtual environments*, vol. 19, 2010.
- Carlos Rengifo, Yannick Aoustin, Franck Plestan, and Christine Chevallereau. Distribution of forces between synergistics and antagonistics muscles using an optimization criterion depending on muscle contraction behaviour. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132, 2010.
- H. Röhrle, R. Scholten, C. Sigolotto, W. Sollbach, and H. Kellner. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking. *Journal of Biomechanics*, 17(6) :409 – 424, 1984. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(84)90033-2.
- K. Schittkowski. Nlqpl : A fortran-subroutine solving constrained nonlinear programming problems. *Annals of Operations Research*, 5 :485–500, 1985.
- S. H. Scott and D. A. Winter. A comparison of 3 muscle pennation assumptions and their effect on isometric and isotonic force. *Journal of biomechanics*, 24(2) :163–167, 1991.
- A. Seireg and R.J. Arvikar. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. *Journal of Biomechanics*, 6(3) :313 – 322, IN19–IN20, 323–326, 1973. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/0021-9290(73)90053-5.
- A. Seireg and R.J. Arvikar. *Biomechanical analysis of the musculoskeletal structure for medecine and sports*. Hemisphere Publishing Corporation, 1989.
- SENIAM. *The State of the Art on Signal Processing Methods for Surface ElectroMyoGraphy*. Roesingh Research and Development, Enschede, the Netherlands, 1999, ISBN 90-75452-16-0, 1999.
- Barbara A. Silverstein, Diana S. Stetson, Monroe Keyserling, and Lawrence J. Fine. Work-related musculoskeletal disorders : Comparison of data sources for surveillance. *American Journal of Industrial Medicine*, 31 :600–608, 1997.
- S. Stroeve. Learning combined feedback and feedforward control of musculoskeletal system. *Biol. Cybern.*, 75 :765–776, 2003.
- . The Department of Anatomy of the University of Brussels. Virtual animation of the kinematics of the human for industrial, educational and research purposes (vakhum). Copyright ©2001 University of Brussels (ULB), 2003. URL <http://www.ulb.ac.be/project/vakhum>.
- F.J. Valero-Cuevas, F.E. Zajac, and C.G. burgar. Large index-fingertip forces are produced by subject-independent patterns of muscle excitation. *Journal of biomechanics*, 31 :693–703, 1998.
- F. C. T. Van Der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27 :593–633, 1994.
- G. Venture, K. Yamane, and Y. Nakamura. Identifying musculo-tendon parameters of human body based on the musculo-skeletal dynamics computation and hill-stroeve muscle model. *2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pages 351–356, 2005. doi : 10.1109/ICHR.2005.1573592.
- G Venture, K Yamane, and Y Nakamura. Application of non-linear least square method to estimate the muscle dynamics of the elbow joint. In *IFAC - Int. Conf. on System Identification*, pages 1168–1173, Newcastle, Australia, March 2006.

R.H. Vignes. Modeling muscle fatigue in digital humans. Master's thesis, The University of Iowa, 2004.

Laurent Vigouroux, Franck Quaine, Annick Labarre-Vila, and François Moutet. Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39(14) :2583 – 2592, 2006. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2005.08.027.

B.R. Von Kinsky and M.R. Zomlefer. The sensitivity of upper limb muscle moments to variation in physiological cross-sectional area. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, 5 :2242–2243 vol.5, 1996. doi : 10.1109/IEMBS.1996.646515.

Ge Wu, Frans C.T. van der Helm, H.E.J. (DirkJan) Veeger, Mohsen Makhsous, Peter Van Roy, Carolyn Anglin, Jochem Nagels, Andrew R. Karduna, Kevin McQuade, Xuguang Wang, Frederick W. Werner, and Bryan Buchholz. Isb recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—part ii : shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981 – 992, 2005. ISSN 0021-9290. doi : 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.

K. Yamane, Y. Fujita, and Y. Nakamura. Estimation of physically and physiologically valid somatosensory information. *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*, pages 2624–2630, 2005.

F. E. Zajac. Muscle and tendon : properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 17(4) :359–411, 1989. ISSN 0278-940X.

VM Zatsiorsky, VN Seluyanov, and LG Chugunova. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemporary Problems of Biomechanics*, pages 272–291, 1990.

Table des figures

1.1	Modèle de la dynamique d'apparition des TMS (Source : INRS).	7
	8figure.caption.5	
1.3	Principe d'utilisation d'une plateforme de réalité virtuelle pour l'amélioration de l'ergonomie des postes de travail.	9
1.4	Positionnement de la thèse vis-à-vis de la problématique d'évaluation ergonomique d'un poste de travail à l'aide de la Réalité Virtuelle.	11
2.1	Modèle biomécanique du bras proposé par Holzbaur et al. [2005].	14
2.2	Modèle biomécanique de l'épaule et du bras dans Anybody.	14
2.3	Méthode dite par dynamique directe.	16
2.4	Méthode dite par dynamique inverse.	17
3.1	Définition des plans anatomiques	21
3.2	Définition du mouvement humain du point de vue fonctionnel. Les mouvements sont associés à des articulations où au moins deux os s'articulent avec un autre os (Dalley and Moore [1999]).	22
3.3	Définition du mouvement humain du point de vue fonctionnel (suite).	23
3.4	Anatomie du coude en extension (à gauche) et en flexion (à droite).	24
3.5	Anatomie de l'avant bras en supination (à gauche) et en pronation (à droite).	25
3.6	Description microscopique d'un muscle, d'après Vignes [2004].	28
3.7	Architecture d'un sarcomère, d'après Vignes [2004].	28
3.8	Définition des unités motrices d'un muscle, d'après Zajac [1989].	29
3.9	Description macroscopique d'un muscle et définition de l'angle de pennation.	29
3.10	Modèle de Hill (Hill [1938]), d'après Rengifo et al. [2010].	30
3.11	Relation force-longueur passive, d'après Zajac [1989].	30
3.12	Relation force-longueur, d'après Zajac [1989].	31
3.13	Relation force-vitesse, d'après Zajac [1989].	31
3.14	Modèle de Zajac, d'après Zajac [1989].	32
4.1	Synoptique général de la méthode d'estimation des efforts musculaires proposée.	35
4.2	Position du paragraphe dans la méthode globale.	36
4.3	Définition et localisation des marqueurs de capture.	37
4.4	Sujet en situation de capture de mouvements.	38
4.5	Modes de filtrage des trajectoires de marqueur. En rouge : signal non filtré. En vert : filtre de kalman. En bleu : lissage par interpolation polynômiale.	39
4.6	Position du paragraphe dans la méthode globale.	40
4.7	Modèle cinématique du bras.	41
4.8	Reconstruction de l'orientation d'un segment.	42

4.9	Définition de l'orientation de l'épaule pour la frame i , où $RM(q_4, q_5, q_6)$ est la matrice de rotation issue de la combinaison des angles de rotation q_4 , q_5 et q_6 définis précédemment. On compare donc cette matrice à la matrice obtenue en exploitant les deux matrices d'orientation absolues des segments "trunk" et "shoulder", obtenues à partir des marqueurs pour la frame i .	43
4.10	Position du paragraphe dans la méthode globale.	44
4.11	Modèle dynamique générique sous <i>Matlab®-Simmechanics™</i> .	44
4.12	Zoom sur l'articulation du coude.	45
4.13	Position du paragraphe dans la méthode globale.	46
4.14	Redéfinition de l'origine et de l'effort isométrique maximal d'un muscle à origines multiples.	47
4.15	Définition des bras de levier du biceps pour une configuration donnée. A est l'insertion du biceps, B son origine, O_1 le centre articulaire de flexion/extension du coude, O_2 le centre articulaire de la pronosupination de l'avant-bras.	49
4.16	Bras de levier des muscles impliqués dans le mouvement de flexion/extension du coude, en fonction de l'angle de flexion du coude. Les bras de levier sont donnés pour une position neutre ($q_8 = 80^\circ$) de l'avant-bras. Lorsque des données sont disponibles depuis l'article de Murray et al. [1995], elle sont mises en concurrence en trait plein avec les données calculées pour l'étude (trait pointillé).	50
4.17	Bras de levier des muscles impliqués dans le mouvement de pronation/supination de l'avant-bras, en fonction de l'angle de pronation de l'avant-bras. Les bras de levier sont donnés pour une position neutre ($q_7 = 90^\circ$) du coude. Lorsque des données sont disponibles depuis l'article de Murray et al. [1995], elle sont mises en concurrence en trait plein avec les données calculées pour l'étude (trait pointillé). Il est à noter qu'à titre de comparaison, les limites articulaires de la pronation/supination ont été adaptées entre -80° et 80° .	51
4.18	Comparaison entre le couple isométrique maximal obtenu en fonction de l'angle de flexion du coude en flexion et en extension. En bleu : notre modèle. En rouge : résultats expérimentaux obtenus par Knapik et al. [1983] sur une population de 16 hommes. En vert : résultats expérimentaux obtenus sur une population de 15 femmes.	52
4.19	Comparaison entre le couple isométrique maximal développé par le modèle en flexion et en extension et les mesures expérimentales réalisées par Holzbaur et al. [2007] sur une population de 5 hommes et 5 femmes.	52
4.20	Evolution des coordonnées articulaires q_7 (flexion/extension du coude) et q_8 (pronation/supination de l'avant-bras) durant le mouvement le plus lent testé.	55
4.21	Erreur instantanée de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur <i>RWRA</i> pour le mouvement le plus lent testé.	55
4.22	Evolution des coordonnées articulaires q_7 (flexion/extension du coude) et q_8 (pronation/supination de l'avant-bras) durant le mouvement le plus rapide testé.	56
4.23	Erreur instantanée de reconstruction sur les 3 coordonnées du marqueur <i>RWRA</i> pour le mouvement le plus rapide testé.	56
4.24	Coordonnées et couples articulaires associés pour le mouvement le plus lent. De haut en bas : coordonnée articulaire de la flexion/extension du coude, couple articulaire de la flexion/extension du coude, coordonnée articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras, couple articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras.	57
4.25	Coordonnées et couples articulaires associés pour le mouvement le plus rapide. De haut en bas : coordonnée articulaire de la flexion/extension du coude, couple articulaire de la flexion/extension du coude, coordonnée articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras, couple articulaire de la pronation/supination de l'avant-bras.	58
4.26	Efforts musculaires calculés pour le mouvement le plus lent. De haut en bas : Biceps, Triceps, Brachialis, Brachioradialis, Pronator Teres, Pronator Quadratis, Supinator.	59
4.27	Comparaison entre l'effort calculé et l'effort minimal calculé pour le triceps pour le mouvement le plus lent. En trait plein : effort réel. En trait pointillé : effort minimal.	60

4.28	Efforts musculaires calculés pour le mouvement le plus rapide. De haut en bas : Biceps, Triceps, Brachialis, Brachioradialis, Pronator Teres, Pronator Quadratis, Supinator.	61
4.29	Comparaison entre l'effort calculé et l'effort minimal calculé pour le triceps pour le mouvement le plus rapide. En trait plein : effort réel. En trait pointillé : effort minimal.	62
5.1	Position du paragraphe dans la méthode globale.	65
5.2	Sujet en situation d'expérimentation.	69
5.3	Recommandations pour le placement des électrodes d'après SENIAM [1999].	70
5.4	Exemple de signal EMG obtenu pour le biceps en sortie d'OpenVibe.	71
5.5	Guide visuel développé pour l'expérimentation.	71
5.6	Étapes de traitement des EMG, tiré de Buchanan et al. [2004].	72
5.7	Sous-espace articulaire (${}^1A_0(q, \dot{q})$) contenant les valeurs du facteur de co-contraction pour le sujet 1 et un poids de $0kg$ porté.	75
5.8	Obtention du facteur de co-contraction ${}^Xk({}^Xq(i), {}^X\dot{q}(i))$ pour le sujet X à la frame i , à partir de données issues des sujets A et B . Les Ab_j et Bb_j sont les coordonnées barycentriques du point $({}^Xq(i), {}^X\dot{q}(i))$ dans les deux simplex, tandis que les ${}^Ab_{m/T}$ et ${}^Bb_{m/T}$ sont les coordonnées barycentriques du rapport poids/taille du sujet X sur l'échelle morphologique.	76
5.9	Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement lent effectué sans charge.	78
5.10	Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement rapide effectué sous charge maximale (6kg).	79
5.11	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	80
5.12	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	80
5.13	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	81
5.14	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	82
5.15	Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement lent effectué sans charge.	83
5.16	Comparaison de l'activation du biceps et du triceps : activation mesurée (en bleu), activation calculée avec la contrainte de co-contraction (en rouge) et activation calculée sans la contrainte de co-contraction (en noir) pour un mouvement rapide effectué sous charge maximale (6kg).	84
5.17	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	85
5.18	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	85
5.19	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée sans contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	86

5.20	Erreur moyenne sur les 4 sujets entre la moyenne de l'activation calculée avec contrainte de co-contraction et la moyenne de l'activation mesurée sur 1 mouvement complet de flexion/extension dans les 40 cas traités.	87
6.1	Synoptique général de la méthode d'estimation par interpolation.	92
6.2	Représentation du sous-espace articulaire 1FE_0 correspondant aux configurations articulaires du sujet 1 pour un poids porté de 0 kg.	95
6.3	Principe de l'interpolation bilinéaire à partir des coordonnées barycentriques. . . .	96
6.4	Résultats de l'interpolation pour un mouvement libre du sujet 6 sans charge . En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.	97
6.5	Résultats de l'interpolation pour un mouvement libre du sujet 6 avec une charge de 6 kg . En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.	98
6.6	Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés sur l'ensemble des mouvements sujet par sujet.	98
6.7	Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés tous sujets confondus, charge par charge.	100
6.8	Fréquences de calcul moyennes sujet par sujet. En bleu ciel : fréquences obtenues avec l'interpolation. En vert : fréquences obtenues avec l'optimisation.	100
6.9	Principe de l'interpolation inter-sujets. A chaque frame, on cherche dans les sous espaces articulaires des deux sujets (A, B) encadrant le sujet X les simplex englobant la situation articulaire du sujet X . Une première interpolation barycentrique des efforts est alors réalisée, puis on vient mixer ces deux résultats à l'aide des coordonnées barycentriques du sujet X sur l'échelle morphologique.	101
6.10	Résultats de l'interpolation pour un mouvement dirigé lent du sujet 11 sans charge. En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.	102
6.11	Résultats de l'interpolation pour un mouvement dirigé rapide du sujet 11 avec une charge de 6 kg. En bleu : efforts calculés par optimisation. En rouge : Efforts calculés par interpolation.	103
6.12	Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés sur l'ensemble des mouvements sujet par sujet.	104
6.13	Moyennes et écarts des erreurs instantanées réalisées sur les efforts interpolés tous sujets confondus, charge par charge.	105
6.14	Fréquences de calcul moyennes sujet par sujet. En bleu ciel : fréquences obtenues avec l'interpolation. En vert : fréquences obtenues avec l'optimisation.	105
7.1	Échelle d'évaluation des efforts, d'après Latko et al. [1997].	109
7.2	Échelle d'auto-évaluation de l'effort.	109
7.3	Score du coude selon la grille d'évaluation posturale RULA.	110
7.4	Synoptique général de définition et d'évaluation du critère ergonomique basé efforts.	111
7.5	Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement lent (vitesse 1) sans charge.	113
7.6	Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement intermédiaire (vitesse 3) avec une charge de 4 kg.	114
7.7	Évaluation de l'activation musculaire moyenne pour un mouvement rapide (vitesse 5) avec une charge de 6 kg.	115
7.8	Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 1.	116
7.9	Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 2.	116
7.10	Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 3.	117
7.11	Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 4.	117
7.12	Influence de la charge sur le critère pour la vitesse 5.	118
7.13	Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 0 kg.	118
7.14	Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 2 kg.	119
7.15	Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 4 kg.	119
7.16	Influence de la vitesse sur le critère pour une charge de 6 kg.	120

7.17	Évaluation des 20 mouvements testés à l'aide de l'activation musculaire moyenne sur la grille de Latko.	120
8.1	Tétraèdre défini par les sommets (M_1, M_2, M_3, M_4) contenant un point M	141

Liste des tableaux

3.1	Muscles du bras impliqués dans la flexion/extension et la pronosupination de l'avant-bras.	26
3.2	Paramètres anthropométriques principaux (d'après de Leva P. [1996]).	27
4.1	Fonctions et limites articulaires du modèle cinématique développé.	42
4.2	Origines et insertions adimensionnelles des muscles du modèle.	47
4.3	Définition des forces isométriques maximales définies d'après Holzbaur et al. [2005] et l'équation de la figure 4.14.	48
4.4	Paramètres anthropométriques du sujet de test de la méthode.	54
5.1	Paramètres anthropométriques des 8 sujets d'expérimentation.	68
5.2	Définition des sous-espaces articulaires de co-contraction.	75
6.1	Paramètres anthropométriques des 13 sujets d'expérimentation.	93
6.2	Définition des sous-espaces articulaires d'interpolation des efforts.	95
7.1	Paramètres anthropométriques du sujet d'évaluation.	112

Annexe 1 : contributions scientifiques associées à la thèse

Journaux internationaux avec comité de lecture

- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *From Motion Capture to Muscle Forces in Human Elbow Aiming at Improving Ergonomics of Working Stations*, Virtual and Physical Prototyping, Volume 5, Issue 3, 113-122, DOI : 10.1080/17452759.2010.504082 , **2010**
- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *Inverse Dynamics Method using Optimisation Techniques for the Estimation of Muscle Forces Involved in the Elbow Motion*, International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM), Volume 3, pages 227-236, DOI : 10.1007/s12008-009-0078-4, **2009**

Conférences internationales avec comité de lecture

- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *Functional Anatomy of the Arm for Muscle Forces Estimation*, Dans les actes de : 9th Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), Valence, Espagne, à paraître, **Février 2010**
- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *Interpolating Muscle Forces in an Inverse Dynamics Approach*, Dans les actes de : 9th Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering (CMBBE), Valence, Espagne, à paraître, **Février 2010**
- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *Motion Analysis of the Arm Based on Functional Anatomy*, Dans les actes de : 2nd Workshop on 3D Physiological Human, Lecture Notes in Computer Sciences (LNCS) 5903, Zermatt, Suisse, DOI : 10.1007/978-3-642-10470-1_12, **Décembre 2009**
- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *From Motion Capture to Muscle Forces in Human Elbow Aiming at Improving Ergonomics of Working Stations*, Dans les actes de : IDMME-Virtual Concept 2008, pages 1-8, Beijing, Chine, **Octobre 2008**

Conférences nationales avec comité de lecture

- **C. Pontonnier et G. Dumont.** *Estimation des efforts musculaires mis en jeu dans le mouvement du coude par dynamique inverse : une étape pour améliorer l'ergonomie des postes de travail*, Dans les actes de : Primeca/AIP 2009, 11ème Colloque sur la Conception Mécanique Intégrée, La Plagne, France, pages 22-24, **Avril 2009**

Communications diverses

- **C. Pontonnier.** *Analyse du mouvement pour la prévention des TMS*, Vulgarisation scientifique auprès de 120 lycéens, Journée CIES Grand-Ouest 2010, Champs Libres de Rennes, Rennes, France, **Mai 2010**
- **C. Pontonnier.** *Modélisation du bras humain en vue d'une estimation des efforts musculaires durant les tâches de travail*, Journée des Jeunes Chercheurs en Robotique 2009, Neuvy sur Breangeon, France, **Novembre 2009**

Annexe 2 : coordonnées barycentriques d'un point contenu dans un tétraèdre

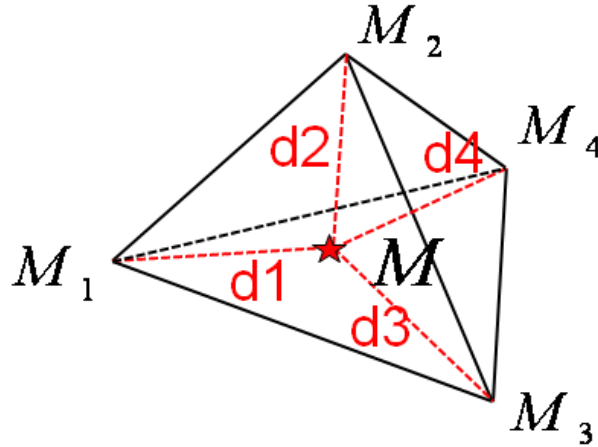


FIG. 8.1 – *Tétraèdre défini par les sommets (M_1, M_2, M_3, M_4) contenant un point M .*

L'obtention des coordonnées barycentriques d'un point contenu dans un simplexe (tétraèdre) se fait de la manière suivante : Si l'on considère le tétraèdre T défini à la figure 8.1, on sait qu'il existe 4 réels distincts (d_1, d_2, d_3, d_4) permettant d'exprimer les coordonnées du point $M = (x, y, z)$ à partir des coordonnées des sommets (M_1, M_2, M_3, M_4) . Ces réels sont les coordonnées barycentriques du point M dans le tétraèdre T . Les coordonnées barycentriques ont les propriétés suivantes :

$$\begin{aligned}
 d_1 + d_2 + d_3 + d_4 &= 1 \\
 x &= d_1 \cdot x_1 + d_2 \cdot x_2 + d_3 \cdot x_3 + d_4 \cdot x_4 \\
 y &= d_1 \cdot y_1 + d_2 \cdot y_2 + d_3 \cdot y_3 + d_4 \cdot y_4 \\
 z &= d_1 \cdot z_1 + d_2 \cdot z_2 + d_3 \cdot z_3 + d_4 \cdot z_4
 \end{aligned}
 \tag{8.1}$$

Comme on recherche les coordonnées barycentriques (d_1, d_2, d_3, d_4) , on a bien 4 inconnues pour 4 équations, les coordonnées cartésiennes (x, y, z) des points étant connues. On peut donc écrire :

$$d_4 = 1 - d_1 - d_2 - d_3$$

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1 \cdot x_1 & d_2 \cdot x_2 & d_3 \cdot x_3 & (1 - d_1 - d_2 - d_3) \cdot x_4 \\ d_1 \cdot y_1 & d_2 \cdot y_2 & d_3 \cdot y_3 & (1 - d_1 - d_2 - d_3) \cdot y_4 \\ d_1 \cdot z_1 & d_2 \cdot z_2 & d_3 \cdot z_3 & (1 - d_1 - d_2 - d_3) \cdot z_4 \end{pmatrix} \quad (8.2)$$

On peut déduire de l'équation précédente :

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1 \cdot (x_1 - x_4) & d_2 \cdot (x_2 - x_4) & d_3 \cdot (x_3 - x_4) & (x_4 - x) \\ d_1 \cdot (y_1 - y_4) & d_2 \cdot (y_2 - y_4) & d_3 \cdot (y_3 - y_4) & (y_4 - y) \\ d_1 \cdot (z_1 - z_4) & d_2 \cdot (z_2 - z_4) & d_3 \cdot (z_3 - z_4) & (z_4 - z) \end{pmatrix} \quad (8.3)$$

On a alors l'égalité matricielle suivante :

$$T \cdot \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -(x_4 - x) \\ -(y_4 - y) \\ -(z_4 - z) \end{pmatrix} = M - M_4 \quad (8.4)$$

Avec :

$$T = \begin{pmatrix} (x_1 - x_4) & (x_2 - x_4) & (x_3 - x_4) \\ (y_1 - y_4) & (y_2 - y_4) & (y_3 - y_4) \\ (z_1 - z_4) & (z_2 - z_4) & (z_3 - z_4) \end{pmatrix} \quad (8.5)$$

Cette matrice est inversible, ce qui implique donc à l'arrivée :

$$\begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ d_3 \end{pmatrix} = T^{-1} \cdot (M - M_4) \quad (8.6)$$

On peut donc obtenir les coordonnées barycentriques du point M dans le tétraèdre, d_4 étant obtenu à partir de l'équation 8.2.

Simulation mécanique pour l'analyse ergonomique des postes de travail : cas du coude et de l'avant-bras

La conception des postes de travail a un impact direct sur les conditions de travail. L'ergonomie est un facteur de conception important, l'apparition de troubles musculo-squelettiques (TMS) y étant directement liée. L'objectif de cette thèse est la conception d'outils d'analyse du membre supérieur utilisables pour améliorer l'ergonomie des postes de travail et diminuer les risques d'apparition de TMS. Les contributions principales de cette thèse sont :

- Un modèle biomécanique du membre supérieur basé sur l'anatomie fonctionnelle ;
- Une chaîne de traitement complète, de la capture de mouvements à l'estimation des efforts musculaires « par dynamique inverse » ;
- L'ajout de contraintes complémentaires simulant la co-activation des muscles agonistes et antagonistes au mouvement ;
- La présentation et l'évaluation d'une méthode d'estimation des efforts musculaires par interpolation ;
- La définition et l'évaluation d'un critère ergonomique permettant d'évaluer la pénibilité d'un mouvement.

Mechanical simulation for an ergonomic analysis of the workstations: elbow and forearm case

Workstations design has a direct impact on working conditions. Ergonomics takes an important place in the industry. Musculoskeletal disorders (MSD) appear more and more frequently as working diseases. The purpose of this thesis is the design of motion analysis tools of the upper extremity that can be used to improve the ergonomics of workstations and decrease the risks of MSD appearance. The main contributions presented in this thesis are:

- A biomechanical model of the upper extremity based on functional anatomy ;
- A complete processing chain, from motion capture to muscle forces estimation in an inverse dynamics approach;
- The definition and the evaluation of additional constraints that can simulate the co-activation of the antagonism muscles ;
- The presentation and the evaluation of an muscle forces computation method based on interpolation;
- The definition and the evaluation of an ergonomic criterion usable to evaluate the painfulness of a motion.